

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. dent. D. Edelhoff

Mechanische Festigkeit verschiedener Vollkeramiksysteme

Eine *in-vitro* Studie

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von Jonas Bruns
aus Schwäbisch Hall

2016

Mit Genehmigung der medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Florian Beuer MME

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Jürgen Manhart

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 20.4.2016

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	3
2. Literaturübersicht	3
2.1. Silikatkeramik	3
2.2. Oxidkeramik	3
2.3. Die Sinterverbundtechnik	3
2.4. Einflussfaktoren auf die Festigkeit vollkeramischer Restaurationen	3
2.4.1. Prüfmodell	3
2.4.2. Präparationsrichtlinien für Vollkeramik	3
2.4.3. Design der Gerüststruktur und Verblendung von festsitzendem Brückenzahnersatz	3
2.5. Zahntechnische Fertigungsgrundsätze für Vollkeramik	3
2.6. Typische Versagensmuster vollkeramischer Restaurationen	3
2.7. Kausimulation und hydrothermische Alterung	3
2.8. Befestigung vollkeramischer Restaurationen	3
2.9. Kontraindikationen für vollkeramische Restaurationen	3
2.10. Metallunterstützte Keramikrestaurationen	3
2.11. CEREC	3
2.12. Lava InEos	3
3. Material und Methoden	3
3.1. Überblick	3
3.2. Modellherstellung	3
3.3. Prüfkörperherstellung	3
3.4. Adhäsive Befestigung	3
3.5. Belastungstests	3
3.6. Statistische Auswertung	3
3.7. Rasterelektronenmikroskopische Auswertung	3
4. Ergebnisse	3
4.1. Bruchwerte	3
4.2. Analyse der Bruchart und Fragmente	3
4.3. Statistische Auswertung	3
4.4. Analyse der REM Bilder	3
5. Diskussion	3

5.1. Diskussion der Methodik	3
5.2. Diskussion der Ergebnisse	3
6. Zusammenfassung	3
7. Literaturverzeichnis	3
8. Anhang	3
8.1. Abbildungsverzeichnis	3
8.2. Tabellenverzeichnis	3
8.3. Material- und Geräteliste	3
8.4. Ergebnisse der mechanischen Bruchfestigkeitsversuche	3
9. Danksagung	3
10. Lebenslauf	3

1. Einleitung

Aus ästhetischen Gründen sowie aufgrund des wachsenden Bewusstseins für die Verträglichkeit von Medizinprodukten, wurde in den letzten Jahren der Ruf nach metallfreien Versorgungen in der Mundhöhle immer größer. Zahlreiche Fälle von Unverträglichkeitsreaktionen durch Metalllegierungen [1-6] sowie die Tatsache, dass Keramiken wenig Plaqueadhäsion ermöglichen [7, 8], sind gute Gründe für die Verwendung ausschließlich keramischer Materialien. Außerdem sind die geringere Röntgenopazität, die tendenziell die Kariesdiagnostik erleichtert sowie die niedrigere Wärmeleitfähigkeit gegenüber den Metallen vorteilhaft. Steigende Goldpreise und wirtschaftliche CAD/CAM Fertigung von Seiten der Zahntechnik verstärken zusätzlich den Patientenwunsch nach metallfreien Versorgungen. Die materialimmanenten Nachteile keramischer Materialien, wie die geringe Zugfestigkeit und Sprödigkeit, setzten bis zu den letzten beiden Jahrzehnten die Grenzen beim Ersatz mehrerer Zähne in der vollkeramischen Brückentechnik. Doch die Festigkeit vollkeramischer Versorgungen konnte durch die Einführung der Oxidkeramiken, der Adhäsivtechnik und der zunehmende Digitalisierung der Zahnmedizin und Zahntechnik deutlich gesteigert werden. Hinzu kommen laufend neue Fertigungstechniken, Materialien und Verbundsysteme. Ständig werden neue Materialien auf den Markt gebracht, was den Ruf nach zügiger in vitro und in vivo Prüfungen sowie Langzeitstudien verstärkt. In dieser Arbeit sollen dreigliedrige Brücken aus monolithischem Zirkonoxid sowie Brücken, die einen Zirkonoxidkern besitzen und unterschiedlich verblendet wurden mit metallkeramischen Brücken im Hinblick auf ihre mechanische Festigkeit verglichen werden.

2. Literaturübersicht

Dentale Keramiken lassen sich in Silikatkeramiken und Oxidkeramiken unterteilen. Im folgenden sollen die Gemeinsamkeiten und Unterschiede dieser beiden Keramikarten dargestellt werden.

2.1. Silikatkeramik

Silikatkeramiken kann man in Feldspatkeramiken und Glaskeramiken unterteilen. Sie sind mehrphasig, das heißt sie bestehen aus Glasphasen und Kristallphasen. Insgesamt haben Silikatkeramiken im Vergleich zu Oxidkeramiken eine glasreiche Matrix und relativ niedrige Sintertemperaturen.

Feldspatkeramik

Bei der Feldspatkeramik handelt es sich um eine Zusammensetzung verschiedener Grundstoffe und zwar um 60-80% Feldspat ($[\text{K}_2\text{O}] \cdot [\text{Al}_2\text{O}_3] \cdot [6\text{SiO}_2]$), 15-25% Quarz ($[\text{SiO}_2]$) und bis zu 5% Kaolin ($[\text{SiO}_2] \cdot [2\text{Al}_2\text{O}_3] \cdot [2\text{H}_2\text{O}]$). Der Unterschied zum Porzellan liegt im erhöhten Feldspatanteil[9]. Oxydische Bestandteile spielen eine untergeordnete Rolle, weshalb Feldspatkeramiken zwar aufgrund ihrer ästhetischen Funktion eine wichtige Größe in der Dentalkeramik darstellen, aber bei den Festigkeitswerten Defizite aufweisen[10]. Da die manuell geschichteten keramischen Massen beim Brennvorgang starkem Schrumpf beziehungsweise Fluss unterliegen, kommt dem Kalifeldspat eine besondere Rolle zu. Durch die Bildung von Leuzitkristallen ist er in der Lage, den keramischen Massen beim Sinterbrand die erforderliche Viskosität zu geben[11]. Feldspatkeramiken sind auch maschinell fräsbearbeitbar. So führte Vita 1991 die Vita Mark II (Bad Säckingen) Feldspatkeramik ein, die feinere Korngrößen hat, als die Mark I und im CEREC Gerät maschinell zu bearbeiten ist. Diese Blöcke sind monochromatisch und können nur durch den Glanzbrand individuell charakterisiert werden. Insgesamt zeichnen sich Feldspatkeramiken durch ihre hervorragenden ästhetischen Eigenschaften, insbesondere der hohen Transluzenz und

Opaleszenz, sowie der vielfältigen Möglichkeiten farbige Einlagerungen aus der Tiefe der Verblendung per Schichttechnik zu imitieren, aus.

Glaskeramik

Hierbei handelt es sich um Gläser mit den Bestandteilen SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O , Na_2O , B_2O_3 , CaO , BaO und TiO_2 , die in einem gesteuerten Kristallisationsprozess hergestellt werden. 1984 entwickelte Dicor eines der ersten Vollkeramiksysteme bei dem die Keramiken gießbar waren. Die Festigkeitswerte waren höher als die gewöhnlicher Feldspatkeramiken, dennoch erfüllten diese Keramiken nicht die erforderlichen Festigkeitswerte um auch für den Seitenzahnbereich uneingeschränkt indiziert zu sein [12, 13] und wurden vom Markt verdrängt. 1989 kam eine neue Art der Keramikverarbeitung auf: Leuzitverstärkte Presskeramiken der Firma Ivoclar Empress (Schaan, Lichtenstein), die beinahe doppelte Festigkeitswerte wie die Feldspatkeramiken aufwiesen. Dennoch ist die Indikation auf Einzelzahnrestorationen im Frontzahnbereich und Inlays beschränkt. Heute gibt es eine neue Generation der Glaskeramiken, die etwa fünfmal so hohe Festigkeitswerte wie traditionelle Presskeramiken auf Feldspatbasis aufweisen[11], die Lithium-Disilikatkeramiken. Die Hauptphase dieser Glaskeramiken besteht bei IPS e.max Press und IPS e.max CAD (Schaan, Lichtenstein) im Endzustand aus etwa 70% Lithium-Disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), das in eine Glasphase eingebettet ist. Lithium-Disilikatkeramiken können für Inlays und Teilkronen, Kronen im Front- und Seitenzahnbereich, Brücken im Prämolaren- und Frontzahnbereich, als Primärteil für Doppelkronensysteme, für Klebebrücken, sowie für Implantatsuprakonstruktionen und Abutments indiziert sein[14]. Glaskeramiken zeigen im Vergleich zu Zirkonoxid gegenüber menschlichem Zahnschmelz deutlich erhöhte Abrasionsverluste[15]. In dieser Studie fanden Sie für die Verblendung der Sinterverbundbrücken in Form von IPS E.max CADon und für die mit Vita YZ (Bad Säckingen) überpresste Gruppe Verwendung.

2.2. Oxidkeramik

Oxidkeramiken sind zum größten Teil einphasige und einkomponentige Metalloxide. Sie haben keine oder eine sehr geringe Glasphase und in der Regel relativ hohe

Sintertemperaturen. Man unterscheidet glasinfiltrierte Oxidkeramiken wie das Inceram System, bei dem eine Aluminiumoxidkeramik mit einem Glas infiltriert wird und polykristalline Oxidkeramiken wie Zirkonoxid, die gar keine Glasphase enthalten.

Zirkonoxid

Zirkonium (Zr) steht im Periodensystem als zweites Element aus der vierten Hauptgruppe, auch Titangruppe genannt. Damit wird es auch als Übergangsmetall bezeichnet. Es ist ein Schwermetall und äußerst korrosionsbeständig. Zirkonia (ZrSiO_4) sind als Schmucksteine sehr beliebt und kommen in Rosa-, Orange-, Rot-, Blau-, Grün- und Brauntönen vor, werden aber besonders als farbloser, günstiger Ersatz für Diamanten gehandelt. Auf der Erde kommt Zirkon am häufigsten in gebundener Form als Zirkoniumsilikat oder als Baddeleyit vor. Zirkonoxid (ZrO_2) wurde erstmals 1789 vom deutschen Chemiker Martin Klaproth beschrieben, der es beim Erhitzen von Edelsteinen entdeckt hatte. Da es in Reinform ziemlich selten vorkommt, wird es durch aufwändige Reinigungs- und Calcinierungsprozesse sowie thermische Verfahren aus Zirkoniumsilikat gewonnen. Es findet seit vielen Jahren als Hochleistungskeramik im Maschinenbau, als Feuerfestkeramik und in der Medizintechnik Anwendung. Hierfür sind vor allem die gute Bioverträglichkeit, Bruchfestigkeit und die geringen Abriebraten des Stoffes hervorzuheben. Reines Zirkonoxid existiert je nach Temperatur in drei verschiedenen Modifikationen. Die monokline Phase ist bis 1170°C stabil, die tetragonale Phase bis 2370°C . Ab 2680°C bis zur Verflüssigung ist die Gitterstruktur kubisch[16]. Eine Stabilisierung dieser Gitterstrukturen wird durch Beimengung von CaO, MgO, Y_2O_3 und Al_2O_3 , ermöglicht. Man unterscheidet verschiedene Arten von Zirkonoxid in der Medizintechnik: Voll- und teilstabilisiertes Zirkonoxid, je nach Zugabe von oxidischen Verbindungen, wie MgO, CaO, Y_2O_3 , CeO_2 und Al_2O_3 . Teilstabilisiertes Zirkonoxid besteht bei Zimmertemperatur aus allen drei Modifikationen des Zirkonoxids, mit einer kubischen Hauptphase, aber auch tetragonalen und monoklinen Phasen. Bei Rissbildung kann sich die tetragonale Phase spontan in die monokline Phase umwandeln, worauf die besondere Festigkeit dieser Oxidkeramik beruht[17]. Dann werden Mikrorisse in der umgebenden Keramik gebildet, in welchen sich größere Risse totlaufen oder in die weitere Umgebung abgelenkt werden. Außerdem tritt durch die Phasenumwandlung eine Volumenänderung von 3-5% an der Risspitze ein, die weiteres Risswachstum durch entstehende Druckspannungen verhindert[16]. Vollstabilisiertes Zirkonoxid enthält größere Mengen

Stabilisierungsoxid. Eine t-m Phasenumwandlung wie bei teilstabilisierten Zirkonoxiden kann nicht stattfinden, daher ist diese Form des Zirkonoxids für den Dentalmarkt aktuell nicht interessant[18]. Um die Degradationseffekte von yttriumstabilisiertem Zirkonoxid in Wasser zu überwinden wurde CeO_2 stabilisiertes Zirkonoxid entwickelt. Es enthält außerdem 30% Al_2O_3 und wird derzeit von den Firmen Panasonic Dental Co. Osaka und Hint-Els geführt. Yttriumstabilisierte Zirkonoxide können ebenfalls mit Aluminiumoxid verstärkt werden, um Biegefestigkeitswerte bis zu 2000 MPa zu ermöglichen. Diese Zirkonoxide finden in der Bohrkopfherstellung Anwendung[19]. Sowohl Aluminium als auch Cerium beeinflussen die Langzeitstabilität positiv. Für ceriumstabilisiertes Zirkondioxid konnte nach Lagerung in wässrigem Milieu keine Transformation in den monoklinen Zustand nachgewiesen werden[20]. Zirkonoxid, das sowohl mit Cerium, als auch mit Aluminium stabilisiert wurde, konnten nicht nur initial höhere Bruchlasten, sondern auch nach Alterung kein Festigkeitsverlust nachgewiesen werden[21]. Die Bearbeitung von Zirkonoxid kann entweder im weichen, sogenannten Grünzustand, also vor dem Sintervorgang, im vorgesinterten weißen Zustand oder im harten, HIPed (hot isostatic pressed) Zustand erfolgen. Wird das Material im grünen Zustand bearbeitet, ist anschließend ein Sintervorgang erforderlich bei dem das Zirkonoxid um etwa 25% auf die gewünschte Größe schrumpft. Diese Bearbeitungsart ist aufgrund der hohen Porösität und geringen Härte des Materials schwierig. Bei weißem Zirkondioxid liegt bereits eine etwa 5 %ige Schrumpfung vor. Das Material erhält aber auch eine höhere Festigkeit, die sich vorteilhaft auf die Bearbeitbarkeit auswirkt. Die Härte des HIPed Zustands macht robustere Fräsmaschinen und längere Bearbeitungsvorgänge erforderlich, die außerdem mit höherer Abnutzung der Schleifkörper einhergehen. Die in dieser Studie verwendeten Materialien IPSe.max ZirCAD (Schaan, Lichtenstein) und Lava Zirkonoxid (3M Espe; St. Paul, Minnesota) gehören zu den weiß zu verarbeitenden Zirkonoxiden. Systeme, die das harte HIPed Zirkonoxid fräsen, sind beispielsweise DC-Zirkon (Bien Air; Allschwil) und Denzir (Decim; Skelleftea, Schweden). Die Firmen, die eine Hartbearbeitung bevorzugen, begründen dies mit der vermeintlich besseren Passung, da keine Schrumpfung nach Sinterung mehr einkalkuliert werden muss. Desweiteren entfällt für den Anwender natürlich der Sintervorgang selbst und die Anschaffung eines Sinterofens. HIPed Zirkon macht allerdings ein längeres Beschleifen des Rohlings erforderlich und es muss mit einer verkürzten Standzeit der Schleifkörper im Vergleich zum Fräsvorgang im Weisslingszustand gerechnet werden. Außerdem können

aktuell noch keine eingefärbten HIPed Zirkon Rohlinge angeboten werden, weshalb die meisten Hersteller auf die Produktion von nicht vollständig durchgesintertem Zirkonoxid setzen[18]. Alle Arten der Herstellung sind jedoch aufgrund ihrer hohen Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit geeignet ein breites Indikationsspektrum, von Einzelkronen über mehrspännige Brücken im Front- und Seitenzahnbereich, Klebebrücken sowie Doppelkronensysteme und Implantatabutments, abzudecken[22]. Poliertes Zirkonoxid ist im Bezug auf seine Abrasivität gegenüber menschlichem Zahnschmelz anderen Werkstoffen wie Lithiumdisilikatkeramiken, Gold, Verblendkeramik und Feldspatkeramik insofern überlegen, als es den geringsten Volumenverlust bewirkt[23]. Wie der Haftverbund zirkonoxidbasierter Vollkeramikversorgungen zustande kommt ist noch nicht vollständig erforscht. Man geht von verschiedenen Mechanismen aus, die sich ergänzen, wobei der Idee des chemischen Verbundes die meiste Aufmerksamkeit gewidmet wird. Zirkonoxid kann für bessere ästhetische Ergebnisse mit Farblösungen eingefärbt werden. Hierbei wurden gesteigerte Festigkeitswerte für eingefärbte Zirkonoxide gegenüber ungefärbten nachgewiesen, was durch die feinere Gitterstruktur, bedingt durch das Besetzen freier Gitterplätze zwischen den Zirkonoxidmolekülen zustande kommen könnte[24].

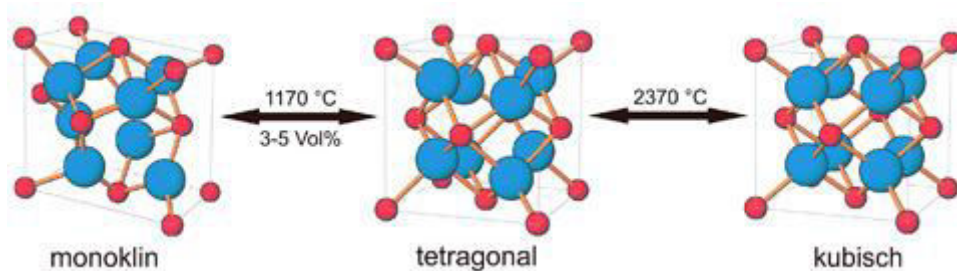


Abb.1: Zirkonoxid: Kristallphasen bei unterschiedlichen Temperaturen

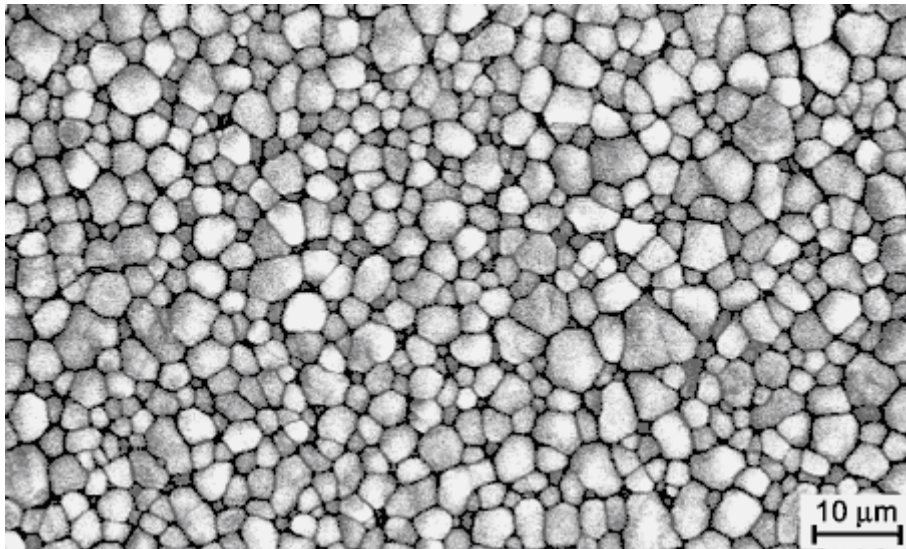


Abb.2: Zirkonoxidkornstruktur

Mit Zirkonoxid, das als Gerüstmaterial auch für mehrgliedrige vollkeramische Brücken geeignet ist, suchte man an der LMU München nach einer Möglichkeit dies mit den hohen Festigkeitswerten von etwa 360 MPa[25] und den erfreulichen ästhetischen Möglichkeiten der Lithiumdisilikatkeramiken auf neue Art zu verbinden. Die Verwendung von Lithiumdisilikatkeramik versprach aufgrund den annähernd gleichen WAK Werten von Zirkondioxid und Lithiumdisilikatkeramiken geringe Spannungen bei Temperaturwechseln und dadurch, dass die Produkte mit einem Glaslot versintert werden sollten, blieb die Möglichkeit einen Korrekturbrand durchzuführen erhalten. Das Ziel war ein volldigitalisierter Prozessablauf mit den bekannten Vorteilen hoher, annähernd industrieller Fertigungssicherheit, einem geringen Zeitaufwand und ökonomischer Herstellungsweise.

2.3. Die Sinterverbundtechnik

Hierbei handelt es sich um ein Verfahren, das ein Zirkonoxidgerüst mit einer hochfesten Lithiumdisilikatverblendung kombiniert. Da Zirkonoxid aufgrund der hohen Opazität nur eingeschränkt für ästhetische Versorgungen einsetzbar ist, ließen sich bis 2007 vollkeramische Brücken nur unter manueller Fertigung der Verblendung durch einen Zahntechniker herstellen. Die fehlende Möglichkeit des Computer-Aided-Manufacturing war

daher kostenintensiver und ein industrieller Fertigungsstandard konnte nicht erreicht werden. Optisch stellt sich das in Porositäten, Mikrorissen und anderen Inhomogenitäten in handgeschichteten Keramikverblendungen dar, die in den Blöcken der vorgesinterten IPS e.max CAD nicht zu finden sind und ein vorzeitiges Versagen entsprechend wahrscheinlicher machen. Die Wärmeausdehnungskoeffizienten der Materialien Zirkonoxid (WAK von IPS e.max ZirCAD = $10,75 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) und Lithiumdisilikat (WAK von IPS e.max CAD = $10,25 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) liegen zudem so dicht beisammen, das Schrumpfungsstress, wie er zum Beispiel beim Aufbrennen von Feldspatkeramiken entsteht, weniger Auswirkungen auf interne Spannungen hat. Diese Vorteile ließen sich in Studien mit signifikant höherer Belastbarkeit der Sinterverbundtechniken im Vergleich zu anderen Vollkeramiksystemen belegen[26]. Sinterverbundkronen und –brücken können mit den Geräten der Hersteller Sirona (InLab) und Kavo (Everest) produziert werden. Kavo bietet dabei ein Gegenbettungsverfahren an, bei dem die Ansätze am Block des Gerüsts beziehungsweise der Verblendung nicht verschliffen werden müssen, was eine bessere Passung ermöglicht. Das Sirona-System hat den Vorteil, dass die Gerüststruktur nicht erneut eingescannt werden muss, was den Arbeitsaufwand weiter reduziert. Durch den beinahe volldigitalisierten Arbeitsablauf und die konstanten Materialeigenschaften der Keramiken des Herstellers IPS Ivoclar können bei gleicher Geometrie signifikant höhere Bruchlastwerte erzielt werden als mit manuellen gefertigten Verblendungen[27]. Auch wird durch die maschinelle Fertigung ein Versagen der Verblendung während künstlicher Alterung im in vitro Versuch unwahrscheinlicher[28].

2.4. Einflussfaktoren auf die Festigkeit vollkeramischer Restaurationen

2.4.1. Prüfmodell

Um aus in-vitro Untersuchungen sinnvolle Erkenntnisse ziehen zu können, ist die Erstellung von Prüfmodellen, die möglichst genau auf das stomatognathe System des Menschen schließen lassen, unumgänglich. Für die Spannungsverteilung im zu untersuchenden Prüfkörper ist die Auswahl der Materialien des Prüfmodells von entscheidender Bedeutung. In Finite Elemente Untersuchungen an der Ludwig-Maximilian-Universität München konnte

gezeigt werden, dass sich die Spannung in einer Zirkonoxidbrücke, die auf ein starres Polymethylmethacrylatmodell zementiert wird im Vergleich zu einem starren Modell aus einer Nichtedelmetalllegierung um 75% erhöht. Ursache dafür ist, dass das Elastizitätsmodul des Materials ($2700\text{--}3200\text{N/mm}^2$) wesentlich näher an den Elastizitätsmodulen von Dentin ($15\text{--}20000\text{N/mm}^2$) und Knochen ($100\text{--}20.000\text{N/mm}^2$) liegt, als beispielsweise das Elastizitätsmodul einer Kobalt-Chrom-Molybdänlegierungen (ca. 200.000N/mm^2)[29]. Versuche konnten zeigen, dass die Lagerung auf einem Stahlmodell höhere Festigkeiten erwarten lässt[30]. Leider ließ die Untersuchung das parodontale Ligament der Zähne und die zusätzliche Beweglichkeit, die sich daraus ergibt, außer Acht. Die Beweglichkeit der Zähne im menschlichen Gebiss unterliegt einem großen Spektrum von schnellen, schwächeren Bewegungen bis zu dauerhaften höheren Belastungen und ist, auch aufgrund ihrer anatomischen Lagerung im Knochen[31], in ihrer Vielgestalt äußerst komplex[32] und nur mit hohem technischen Aufwand nachvollziehbar[33]. Für Einzelkronen wurde jedoch per Finite Elemente Analyse festgestellt, dass das Stumpfmateriale von weniger großer Bedeutung ist als angenommen[28].

2.4.2. Präparationsrichtlinien für Vollkeramik

Vollkeramische Restaurationen können mit den konventionellen Präparationstechniken wie der Hohlkehlpräparation und der Stufenpräparation mit abgerundetem Innenwinkel versorgt werden. Ausgeprägte Stufenpräparationen bringen keinen Gewinn an Festigkeit und sind damit auch im Sinne der Substanzschonung abzulehnen. Auch die Tangentialpräparation scheint der Festigkeit von Zirkonoxidversorgungen nicht im Wege zu stehen[34, 35], wenn sie auch parodontalhygienisch obsolet ist[36, 37]. Wannenpräparationen sollten bei keiner Versorgungsart Anwendung finden. Der optimale axiale Abtrag für vollkeramische Restaurationen liegt zwischen 1,0 bis 1,2 mm, okklusal zwischen 1,2 und 2,0 mm. Ein Konvergenzwinkel von $6\text{--}8^\circ$ ist bei der Präparation einzuhalten um Spannungen in der Passung vorzubeugen. Insbesondere ist auf das Abrunden aller Kanten zu achten, wiederum um Spannungsspitzen zu vermeiden, aber auch weil die CAD/CAM technische Umsetzung hierfür zu limitiert ist, das heißt bestimmte Gerüste aufgrund der Geometrie der Fräsen nicht exakt zu fertigen sind.

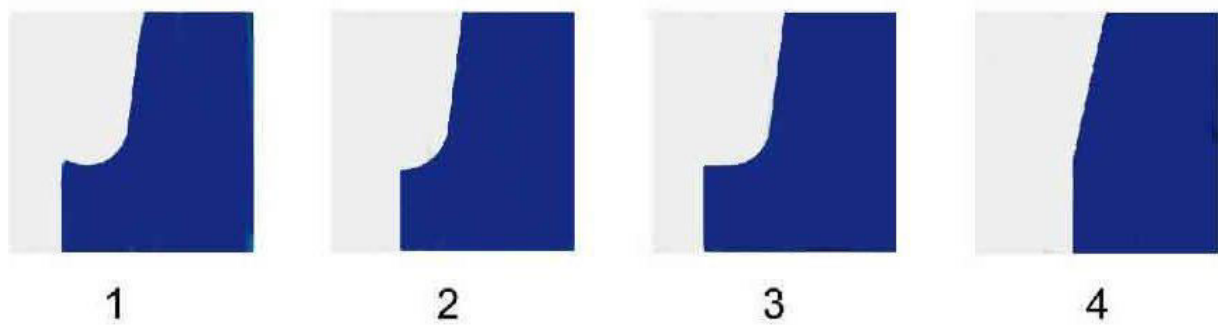


Abb.3: Präparationsformen:

1 Wannenförmige Präparation

2 Hohlkehlpräparation

3 Stufe mit abgerundetem Innenwinkel

4 Tangentialpräparation

2.4.3. Design der Gerüststruktur und Verblendung von festsitzendem Brückenzahnersatz

Die Form der Gerüste und Verblendungen für festsitzenden Zahnersatz richten sich generell nach der Ausgangssituation am Patienten und den Materialien, die für die Versorgung verwendet werden sollen. Dabei gilt es sowohl ästhetische und biologische, als auch materialspezifische Anforderungen zu erfüllen. Von entscheidender Bedeutung für die Biegefestigkeit und Bruchfestigkeit festsitzender Brückenversorgungen sind die Verbinder an den Brückengliedern. Bei edelmetallbasierten Keramikbrücken kann man ab 9 mm² von ausreichend groß dimensionierten Konnektoren ausgehen. Vollkeramische Restaurationen benötigen ebenfalls mindestens 9 mm² Querschnittsfläche um hinreichend bruchsicher zu sein[38-42]. Für größere Spannen ab vier Gliedern werden allgemein Verbinderquerschnitte von Minimum 12 mm² empfohlen[43]. Dabei wird allgemein die Form eines stehenden Ovals als ideal angegeben. Das CEREC schlägt dem Benutzer hierfür automatisch eine Form und Dimension vor, die auf das jeweilige Material abgestimmt und unveränderbar ist. Die Brückenglieder können nach einem Vorschlag durch die Software individuell auf die Situation angepasst werden. Allgemein gilt, dass man die Brückenzwischenglieder schmäler als die

Brückenpfeiler gestalten sollte[44]. Für die Verblendung jedweder Gerüste ist bezüglich der Festigkeitswerte hauptsächlich entscheidend, dass die maximale Schichtdicke von 2,5 mm nicht überschritten wird, da dies zu vorzeitigem Versagen führen kann[45]. Diese Überschreitung der maximalen Schichtdicke führt vor allem bei Metallkeramik zu frühzeitigen Frakturen, vollkeramische Versorgungsarten sind hiervon weniger stark betroffen[46]. Eine zu dicke basale Verblendung des Brückenzwischengliedes hat jedoch einen negativen Einfluss auf die Festigkeit von Vollkeramikversorgungen[47].

2.5. Zahntechnische Fertigungsgrundsätze für Vollkeramik

Für alle keramisch verblendeten Gerüste ist die Höckerunterstützung durch das Gerüstmaterial von entscheidender Bedeutung[48-50]. Dies macht eine anatomisch gestaltete Höckerform in reduzierter Größe erforderlich. Bei der Verarbeitung von Zirkonoxid sind Verunreinigungen auf der Oberfläche zu vermeiden. Vorsichtiges Abstrahlen mit Aluminiumoxid des gesinterten Materials mit maximal 0,5 bar und 50 µm ist geeignet um ein frühzeitiges Versagen an der Grenzfläche Zirkonoxid- Verblendkeramik zu vermeiden[51]. Höherer Druck und Körnung sind zu unterlassen, da sie zu erhöhtem Abtrag führen und eine Phasenumwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase des Zirkoniumoxids und damit verbunden eine Schwächung der Festigkeit zur Folge haben[52]. Die Zirkoniumoxidgerüste nach dem Fräs- und Sintervorgang im Konnektorenbereich basal zu Beschleifen, sollte, da hier ohnehin die höchsten Zugspannungen zu erwarten sind, unterlassen werden[53], wenngleich der statistische Unterschied im Vergleich zu unbearbeiteten Proben laut *Kohorst et al.* nicht signifikant ist[54]. Nach dem Sintervorgang sollte Zirkonoxid möglichst wenig und nur mit wassergekühlten Turbinen nachbearbeitet werden[55]. Studien legen außerdem eine Verwendung möglichst feinkörniger Schleifkörper nahe, da bei grober Oberflächenbearbeitung zu Verzerrungen im Kristallgitter und Phasenumwandlungen im Zirkonoxid kommen kann[56, 57]. Bei Verblendung mit Feldspatkeramiken in Schichttechnik kommt der Brandführung eine wichtige Rolle für die Festigkeit vollkeramischer Restaurationen zu. Ein langsames Erhitzen des Keramikbrennofens, besonders aber ein schonendes Abkühlen der Restaurationen während

des Verblendvorganges, hat einen förderlichen Einfluss auf die Festigkeitswerte von keramischen Verblendungen auf Zirkoniumoxidgerüsten[51]. Mit steigender Anzahl der Brände ließ sich eine erhöhte Härte und Dichte und verminderte Porösität nachweisen ohne sich jedoch positiv auf die Biege- oder Bruchfestigkeit auszuwirken[58]. Glanzbrände erhöhen die messbare Abrasion für Zirkondioxid, während polierte Restaurationen gegenüber Zahnschmelz nicht messbar abradierten[15].

2.6. Typische Versagensmuster vollkeramischer Restaurationen

Die Hauptursachen für ein klinisches Versagen vollkeramischer Restaurationen liegen für Lithium-Disilikatkeramik[59] und Restaurationen aus glasinfiltriertem Aluminiumoxid[60, 61] in der Fraktur an den gingivalen Verbinderbereichen. Bei zirkoniumoxidunterstützten Restaurationen liegen die Hauptversagensursachen im Haftverbund Zirkoniumoxid zu Verblendkeramik, seltener im Versagen der Gerüststruktur[38, 39]. Ein anderes Problem ist die Neigung zur Wasseraufnahme von Zirkonoxid. Damit ist die Abnahme physikalischer Eigenschaften durch spontane Umwandlung von Phasen tetragonalen Zirkonoxids zu monoklinem verbunden und ein katastrophales Versagen in Form einer Gerüstfraktur wahrscheinlicher[62]. Materialunabhängige Faktoren können Sekundärkaries, periodontale und endodontische Probleme sowie Materialunverträglichkeiten sein.

2.7. Kausimulation und hydrothermische Alterung

Keramische Restaurationen sind in der Mundhöhle enormen Belastungen ausgesetzt. Der Mensch hat pro Tag durchschnittlich 14.000 mal Kontakt an den Zahnreihen[63], was auf ein Jahr extrapoliert über 500.000 Kauzyklen entspricht. Hierbei treten Kaukräfte auf, die je nach Geschlecht und Physiognomie beim gesunden jungen Menschen zwischen 500 und 850 Newton liegen[64]. Für Bruxisten wurden teilweise signifikant höhere Kaukräfte

gemessen[65]. Andere Studien legen das Gegenteil nahe - Bruxisten erreichten hier weniger hohe maximale Kaukräfte[66]. Diese ständig auftretenden Belastungen sind zwar nicht allein ursächlich für das Versagen der Restaurationen, senken aber in der Summe die zu erwartende Lebensdauer der Versorgungen enorm. So wurden schon für 20.000 Kauzyklen mit 50 Newton eine um 8 % verminderte Festigkeit nachgewiesen[67], dies jedoch ohne statistische Signifikanz.

Für die thermische Wechsellast gilt ebenfalls, dass sie die Haltbarkeit keramischer Restaurationen in der Regel negativ beeinflusst[68]. Jedoch wurden auch in Bezug auf die thermische Alterung Studien durchgeführt, welche einen Festigkeitsverlust von Zirkonoxid in Frage stellen[69].

Vollkeramische Restaurationen lassen nach Kausimulation und hydrothermischer Alterung geringere Festigkeitswerte bis hin zu totalem Versagen erwarten[28, 70]. Die hydrothermische Lagerung bewirkt Spannungskorrosion und den Rebinder Effekt. In Mikrorisse eindringende Feuchtigkeit besetzt die Stellen vakanter Sauerstoffatome und bewirkt dadurch einen in die Keramik wirkenden Druck und folglich fortschreitende Rißbildung[71]. Für metallkeramische Restaurationen konnten teilweise sogar signifikant höhere Festigkeitswerte festgestellt werden[72].

2.8. Befestigung vollkeramischer Restaurationen

Aktuell gibt es zwei verschiedene Möglichkeiten festsitzenden Zahnersatz in der Mundhöhle zu befestigen - die adhäsive Befestigung und die Zementierung. Generell kann man sagen, dass die adhäsive Befestigung aufgrund der Forderung absoluter Trockenlegung unter Kofferdam teilweise schwer zu realisieren ist, aber höhere Haftwerte erzielt, während das Zementieren auch unter relativer Trockenlegung funktioniert und deshalb unter Umständen auch die einzige umsetzbare Form der Befestigung ist. Glasionomerezemente und Kompomerezemente können Fluoride speichern und sind deshalb auch kariespräventiv wirksam. Passungsungenauigkeiten und Präparationsfehler sind allerdings nur durch adhäsive Systeme ausgleichbar. Zemente gehen, wenn sie im Überschuss an den

Präparationsgrenzen vorhanden sind, zu schnell verloren. Zinkoxidphosphat- und Kompomerkemente neigen zur Mikrospaltenbildung beziehungsweise Expansion in der feuchten Umgebung der Mundhöhle und sind deshalb kontraindiziert[73]. Vollkeramische Restaurationen mit Zirkonoxidgerüsten oder aus monolithischem Zirkonoxid sollten daher, wenn nicht adhäsiv befestigt werden soll oder kann, mit Glasionomerkementen eingegliedert werden. Um einen adhäsiven Verbund zu erreichen, müssen entweder selbstadhäsive Zemente, wie Rely X™ Unicem oder Panavia™ verwendet werden oder durch Silikatisierung und Silanisierung wie beim Rocatec-Verfahren eine vorbehandelte Oberfläche über Siliziumdioxidbrücken geschaffen werden, die einen adhäsiven Verbund über Composite ermöglicht. Diese sogenannten tribochemischen Verbundverfahren erhöhen zwar die Haftverbundwerte, sind jedoch aufgrund der möglichen Phasenumwandlung des Zirkonoxids beim Abstrahlprozess auch nicht gänzlich unumstritten[74]. Selbstadhäsive, dualhärtende Befestigungskomposite wie zum Beispiel Multilink Automix, Rely X, Panavia oder G-Cem bieten den Vorteil, auch an Stellen, die einer Lichthärtung nicht zugänglich sind auszuhärten. Dafür wurden spezielle Phosphatmonomere entwickelt, die auch ohne Haftvermittler in der Lage sind, an Oxide zu binden. Silikatkeramische Restaurationen müssen, um eine ausreichende Festigkeit zu erreichen, mit den klassischen adhäsiven Methoden inklusive Schmelzätzung und Flusssäurebehandlung der Glaskeramik befestigt werden[75]. Adhäsive Befestigung bringt erhöhte Haftkraft bei schmelzbegrenzten Versorgungen wie zum Beispiel Non-Prep Veneers mit sich. Hierfür sind selbstadhäsive Zemente bisher nicht geeignet.

2.9. Kontraindikationen für vollkeramische Restaurationen

Die Transluzenz von vollkeramischen Restaurationen gegenüber der Metallkeramik gilt als größter Vorteil dieser Versorgungsart. Sie ermöglicht eine isogingivale oder leicht subgingivale Präparation ohne ästhetische Einbußen durch Sichtbarkeit des metallenen Kronenrandes beziehungsweise dessen Metalloxide. Jedoch gibt es auch Kontraindikationen, zum Beispiel ein ausgeprägter Bruxismus oder andere Parafunktionen, sowie kurze interokklusale Abstände bei kurzen klinischen Kronen, parodontal geschädigte Pfeilerzähne

distale oder mesiale Anhänger an Brücken oder extrudierte Antagonisten, die in manchen Fällen Metallkeramik wegen der höheren Festigkeitswerte[72] sinnvoller erscheinen lassen[59, 61]. Parodontale Probleme der Pfeilerzähne machen vollkeramische Brückenversorgungen einerseits durch die verminderte Reinigungsfähigkeit durch massivere Konnektoren, andererseits durch den erhöhten Stress, dem diese Brücken aufgrund der erhöhten Mobilität ausgesetzt sind, zu relativen Kontraindikationen.

2.10. Metallunterstützte Keramikrestorationen

Allgemein kann man sagen, dass für metallunterstützte Keramikrestorationen höhere Festigkeitswerte zu erwarten sind als für Vollkeramiksysteme. Dies ist auf den Haftverbund, der auf Sauerstoffbrückenbindungen basiert, zurückzuführen. Edelmetallbasierten Legierungen werden zu diesem Zweck Nichtedelmetalle beigemischt, um die erforderliche Menge Haftoxide zu erhalten. Zu diesen Metallen zählen beispielsweise Zinn, Eisen, Chrom oder Mangan, die in Nichtedelmetalllegierungen bereits enthalten sind[76]. Großangelegte klinische Langzeitstudien mit Metallkeramikkrone mit lediglich 3 % Frakturen in der Keramik über 20 Jahre belegen die geringe Komplikationsrate metallkeramischer Verbundsysteme eindrucksvoll[77]. Auch Brücken auf Metallkeramikbasis haben sich mit guten klinischen Langzeitergebnissen bewährt[78]. Metalle sind Keramiken aufgrund einiger physikalischer Eigenschaften in der Langzeitfestigkeit immer noch überlegen. Vor allem die höhere Duktilität der Metalle gegenüber der relativ hohen Sprödigkeit von Keramiken macht bei hohen Belastungen den Unterschied aus. Metalle müssen relativ stark plastisch verformt werden bevor sie brechen. Typische Versagensmuster sind entsprechend in absteigender Häufigkeit Frakturen der Zähne selbst, parodontale Probleme, Sekundärkaries und Retentionsverlust[79]. Bei der Präparation für metallbasierte Keramikversorgungen muss weniger Zahnhartsubstanz abgetragen werden als für vollkeramische Restaurationen, um gleiche oder höhere Festigkeitswerte zu erzielen. Allerdings muss man, um ähnlich ästhetische Restaurationen erzielen zu können auch tiefer subgingival präparieren um den Kronenrand kaschieren zu können, was mit einem irreversiblen Trauma der Gewebe und Verlust von periodontalem Attachment einhergehen kann[36].

2.11. CEREC

Das CEREC System, dessen Name sich aus Ceramic Reconstruction zusammensetzt, wurde 1980 von Prof. W. Mörmann und M. Brandestini an der Universität Zürich entwickelt. 1987 wurde unter der Mitarbeit der Firma Siemens dental das erste CEREC Gerät auf den Markt gebracht, das ausschließlich zur Fertigung von Inlays geeignet war. Fortan wurde das CEREC System stetig weiterentwickelt und das Indikationsspektrum erweitert. Nach der Entwicklung des CEREC 2, das bereits die Fertigung von Kronen ermöglichte, wurde 1997 die Firma Sirona aus der Dentalsparte der Firma Siemens gegründet und im Jahre 2000 erschienen die Geräte CEREC InLab und CEREC 3D[80]. Nach der Markteinführung des externen Streifenlichtscanners InEos 2005 erschienen 2007 die CEREC MC XL und CEREC InLab MC XL Systeme. Zur Laborfertigung konzipiert, beinhalten diese beiden Fräsmaschinen je zwei diamantierte Schleifkörper und einen internen Laserscanner zur Barcodeerfassung. Um Reflexionen an der Oberfläche der Zähne und der Gingiva zu vermeiden, wird bei der Firma Sirona eine dünne Schicht Puder aufgesprüht. Der anschließende Streifenlichtscan funktioniert nach dem Prinzip der Triangulation, das heißt, dass das Objekt aus einer bestimmten Richtung beleuchtet und aus einer anderen beobachtet wird. Über den dazwischen liegenden Triangulationswinkel ergeben sich dann Höhenprofile[81]. Die Kamera muss in einem vordefinierten Abstand über die Zahnreihe geführt werden, so dass sie in einem bewegungsfreien Moment auslösen kann. Der Scanvorgang endet mit dem Zusammenfügen der Einzelbilder zu einem dreidimensionalen Modell. 2009 wurde die CEREC Bluecam zur intraoralen Datenerfassung eingeführt, die durch das kurzwelligere Licht (420nm) im Vergleich zur bisher verwendeten Infrarotlichtkamera (820nm) eine erheblich höhere Detailtreue ermöglichte. Gleichzeitig wurde die Detailtreue durch Verminderung des sogenannten „Rauschens“ geringer. So werden zufällig auftretende Messfehler bezeichnet[82]. 2010 veröffentlichte Sirona die InEos Blue und ein Software Update namens Biogenerik zur Verbesserung der Nachbildung der Okklusalfächen. Seit dem Jahr 2012 ist das CEREC 4 erhältlich, für das vor dem Scanvorgang kein Puder mehr benötigt wird. Die Aufnahmen erfolgen mit der CEREC Omnicam.



Abb.4: Cerec InLab MC XL (Sirona)

2.12. Lava InEos

Im Lava Arbeitsablauf werden die Sägeschnittmodelle in der Regel nur sehr gering gepudert, die optische Abformung erfolgt über das sogenannte Active Wave Front Sampling. Hierbei werden kurze dreidimensionale Filmsequenzen gemacht. Die Gestaltung der Brücke erfolgt unter der Verwendung von Lava CAD. Die Software entnimmt aus einer Bibliothek passende Zähne, beziehungsweise stellt für zu verblendende Gerüste eine einheitliche Schichtstärke sicher, die nachfolgend manuell korrigiert, das heißt verstärkt, werden kann. Verbinderstärke und basale Mindestschichtstärken können nicht unterschritten, aber auch individualisiert werden. Die Firma Lava von 3M Espe bietet derzeit keine Möglichkeit zur vollständigen Chairside-Fertigung, das heißt nach optischer Abformung werden die

Restaurationen in Fräszentren gefertigt und dann je nach Situation manuell mit Lava Ceram (3M Espe, St. Paul, Minnesota) verblendet oder direkt an die Zahnarztpraxen oder Labors ausgeliefert.

3. Material und Methoden

3.1. Überblick

Die 12 Metallkeramikbrücken und 48 Vollkeramikbrücken, die für künstliche Alterung und Bruchversuch hergestellt wurden, gliedern sich wie folgt:

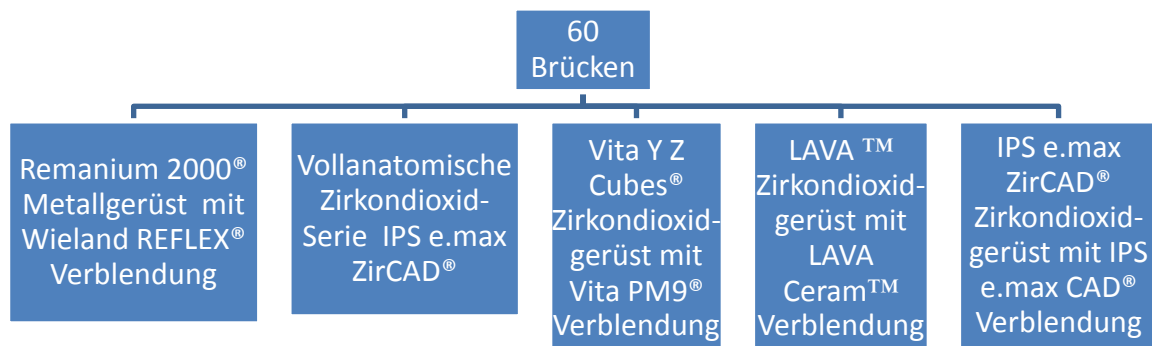


Abb.5: Übersicht über die verwendeten Gerüstmaterialien und Verblendkeramiken

Für die Bruchversuche wurden von der Firma Ivoclar 60 Polymethylmethacrylat Modelle zur Verfügung gestellt. Die Modelle geben eine Schaltlückensituation von Zahn 23 auf Zahn 25 wider.

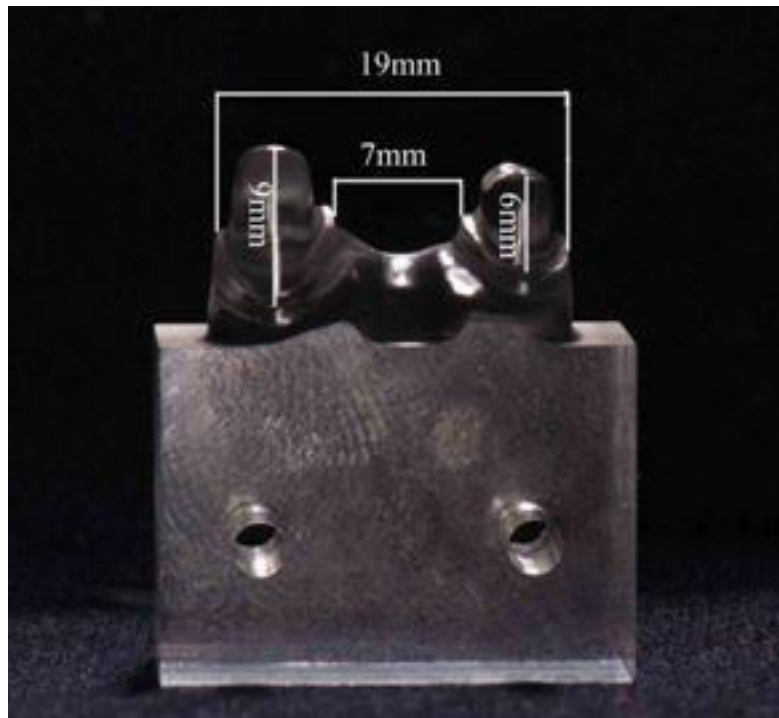


Abb.6: Dimensionierung des Versuchsmodells

3.2. Modellherstellung

Von den Kunststoffmodellen (PMMA) wurden mit einem additionsvernetzenden Silikon (Adisil blau, Siladent-Technik GmbH Goslar) Negativformen hergestellt, die dann mit Gips (Die Stone, Siladent und Resin Rock, Whip Mix, beide Dortmund) ausgegossen wurden.

Sägemodelle

2 Gipsmodelle (Resin Rock, Whip Mix) wurden auf eine vertikale Mindeststärke von 9 mm getrimmt und mit Langer-Pins in der Art versehen, dass jeweils zwei Pins pro Brückenglied gesetzt wurden. Anschließend wurden die beiden Modelle mit Sockelgips (Suppen-Sockler®G, Picodent, Wipperfürth) gesockelt, in Form getrimmt, mit der Trennscheibe getrennt und einem Dampfstrahler gereinigt. Mit einem Distanzlack (Vita In Ceram®, Bad

Säkingen) wurden bis zwei mm zur Präparationsgrenze die Stümpfe der Präparation je zweimal lackiert, was in etwa einer Schichtdicke von 30 µm entspricht.

Meistermodelle

Aus den obengenannten Dubliersilikonformen wurden weitere 60 Meistermodelle in Superhartgips (Die Stone, Siladent) hergestellt.

3.3. Prüfkörperherstellung

Alle Arbeiten an den Prüfkörpern wurden nach den Herstellerangaben für die jeweiligen Materialien durchgeführt. Größtmöglicher Wert wurde dabei auf die objektive Vergleichbarkeit gelegt. Prüfkörper mit objektiven Abweichungen nach der Bearbeitung wurden nicht weiter verwendet. Dazu zählen zum Beispiel Abnutzungserscheinungen der Schleifkörper des CEREC® InLab® Systems und Blasen in Verblendkeramik der nichtedelmetallunterstützten Serie die wahrscheinlich auf Einbettmasseeinschlüsse zurückzuführen waren, aufgrund derer insgesamt neun von 60 Gerüsten, beziehungsweise Prüfkörpern, verworfen und neu angefertigt wurden.

Brückengerüsterstellung für die Metallkeramikserie

Die Stümpfe des Sägemodells wurden isoliert (Isolit, Degudent, Dentsply, York, Pennsylvania) und mit Tauchwachs (Geo-Dip, Renfert GmbH, Hilzingen) Kappchen hergestellt und die Gerüstform aufgewachst (S-U Ästhetikwachs, Schuller Dental, Pompton Plains, New Jersey). Dabei wurde auf eine Mindestschichtstärke von 0,5 mm und eine Konnektorenstärke von drei mal drei mm eingehalten. Um ein spannungsfreies Einbetten der Modellation zu ermöglichen, wurden die Brücken nach der Modellation mit einer Skalpellklinge getrennt, eine Stunde entspannt und mit Wachs wieder verbunden. Daraufhin wurden die Wachsbrücken mit Wachsdrahtstiften (Schuller Dental) der Stärke drei und fünf mm auf einem Muffelsockel angewachst und mit Fuji Vest HE 100% Einbettmasse, jeweils zu zweit in

eine 3er-Muffel eingebettet. In einem Speed-Verfahren mit einer Vorwärmzeit von 50 Minuten erfolgte der Schleuderguss (Globucast®, Krupp; Duisburg, Essen) mit der Nichtedelmetalllegierung Remanium 2000, (Dentaurum, Ispringen). Der Wärmeausdehnungskoeffizient der Legierung beträgt $14,0 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$.

Um den Guss von der Einbettmasse zu befreien, wurden die Metallgerüste mit Korund von 100 µm bei zwei bar abgestrahlt, danach auf Schichtdicke kontrolliert und an Spitzen und Kanten unter Einhaltung einer gleichmäßigen Schleifrichtung abgerundet. Anschließend wurden Sie erneut mit 100µm Aluminiumoxid bei einem bar Druck abgestrahlt.



Abb.7: Wachsmodellation



Abb.8: Brückengerüste aus dem Nichtedelmetall Remanium 2000 (Dentaurum)

Verblendung der Metallkeramikserie

Die Brände erfolgten im Keramikbrennofen Vita Vacumat 40 zu den in der Tabelle angegebenen Bedingungen. Hierfür wurden die Keramikmassen REFLEX der Firma Ivoclar mit einem angegebenen Wärmeausdehnungskoeffizienten von $13,1 \pm 0,5 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ benutzt. Als Opaker kamen Pastenopaker zur Anwendung. Bei den Opaker- und Dentinbränden wurde eine Langzeitabkühlung auf 400°C durchgeführt. Dies erhöhte den Haftverbund in Vier-Punkt-Biegeversuchen signifikant[51]. Es wurden je 2 Opaker und Dentinbrände durchgeführt.



Abb.9: Remanium 2000 (Dentaurum) Brückengerüst nach dem Opakerauftrag



Abb.10: Fertig verblendete Metallkeramikbrücken

	Vt. in °C	→ min.	↑min.	↑°C/ min.	Ca. Temp. °C	→ min.	VAC min.
Reinigungsbrand	600	2	6	62	980	8	-
Opakerband 1	450	6	6		930	3	6
Opakerband 2	450	6	6		920	2	6
Dentinbrand 1	575	7	6		900	2	6
Dentinbrand 2	575	5	6		890	1	6
Glanzbrand	575	4	3		880	1	-

Tabelle 1: Parameter für die Metallkeramikbrände

Gerüst- und Brückenherstellung mit CEREC® InLab® (Sirona)

Digitalisierung

Die Digitalisierung erfolgte unter Einhaltung der Benutzungshinweise der Firma Sirona und mit Unterstützung erfahrener Zahntechniker der Poliklinik für Zahnersatzkunde der LMU München, um ein möglichst präzises Ergebnis zu gewährleisten. Zur optischen Übertragung der Modellsituation wurde ein Meistermodell gleichmäßig und möglichst dünn mit Scanspray (CEREC®, Dentaco, Bad Homburg) besprüht, um Reflexionen an der Oberfläche des Gipsmodells zu vermeiden. Anschließend wurde das Modell auf einen Modellträger gesetzt und ausgerichtet. Der Scanvorgang erfolgte mit dem InEos Gerät.

Konstruktion der Vollanatomischen Zir CAD Serie (Ivoclar) und Reduzierten Vita YZ Serie

Für die Vollanatomische Zir CAD Serie (Wärmeausdehnungskoeffizient: $10,75 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$) wurde unter dem Menüpunkt Biogenerik die Konstruktion der Brücken durchgeführt. Nach dem Einscannen wird das Modell getrimmt, das heißt, dass Anteile des Modells, die für die Konstruktion nicht notwendig sind, entfernt werden können um die Datenmenge zu

verringern und damit die Rechengeschwindigkeit des Systems effektiv zu nutzen. Dann wird der Präparationsrand editiert, anschließend die Einschubachse und die Herstellungsparameter festgelegt (s. Tabelle Nr. 2). Daraufhin gibt die Software eine mögliche Gestaltungsform der Brücke vor, die dann auf gleichmäßige Schichtstärke und Glätte zu kontrollieren beziehungsweise nach individuellen Vorstellungen abzuändern sind. In diesem Fall wurde eine Mindestschichtstärke von 1,5 mm eingehalten. Konnektoren wurden mit Mindeststärken von 9 mm² und der von den Herstellern Sirona und Vita geforderten Geometrie eines stehenden Ovals gefertigt. Die Schleifvorschau gibt dem Anwender die Möglichkeit, den zu fräsenden Körper in der Blockdarstellung zu sehen und gegebenenfalls einen anderen Blank auszuwählen. Für diese Studie wurden ausschließlich Zir CAD MO B 40L Blöcke (Ivoclar) verwendet.

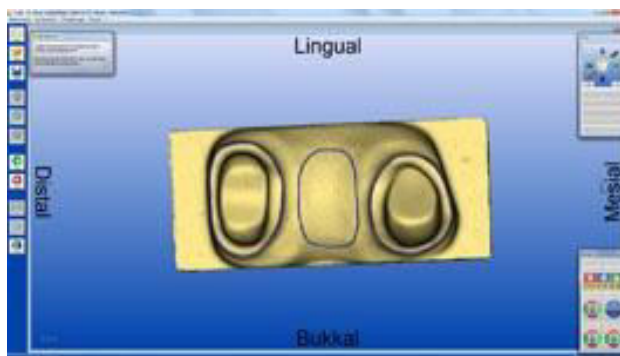


Abb.11: Markierung der Präparationsgrenze

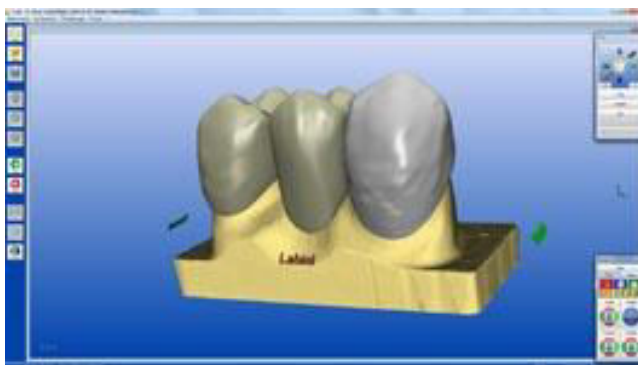


Abb.12: Bukkale Vorschau der ZirCAD Serie (Ivoclar)

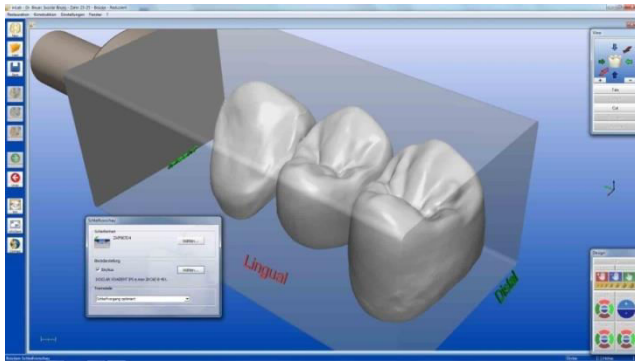


Abb.13: Vorschau der ZirCAD Serie (Ivoclar) von okklusal

Für die 12 Brückengerüste der Vita YZ Serie erfolgte die Konstruktion unter den selben Vorgaben. Anschließend wurde lediglich der Menüpunkt „Reduziert“ ausgewählt, der die Einstellung einer zirkulären Mindestschichtstärke von 0,5 mm erlaubt. Die Stärke der Verbinder wurde wiederum bei 9 mm² belassen. Auch hier erfolgte eine visuelle Kontrolle auf gleichmäßige Schichtstärken und runde Oberflächen bevor in der „Schleifvorschau“ der passende Blank (Zir CAD MO B 40L, Ivoclar) gewählt wurde und der Schleifvorgang gestartet werden konnte.

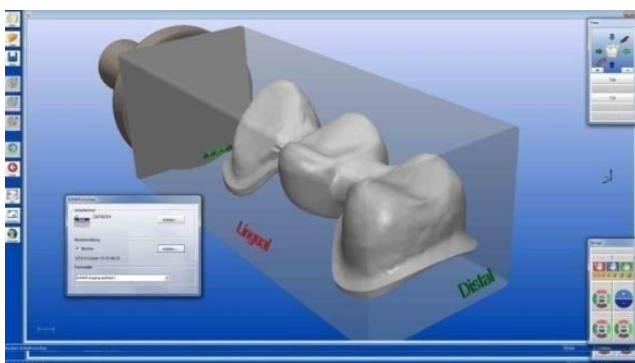


Abb.14: YZ Serie in der Cerec Schleifvorschau



Abb.15: YZ Zirkonoxidgerüste nach dem Fräsvorgang und nach dem Sintervorgang

Für die Herstellung der vollanatomischen Zir CAD Serie und der Gerüste aus Vita YZ wurden die folgenden Parameter eingestellt:

Approximalkontakt	0 µm
Okklusionskontaktstärke	0 µm
Okklusaler Offset	0 µm
Minimalstärke okklusal	800 µm
Minimalstärke radial	600 µm
Randverstärkung	0 µm
Klebefuge	20 µm
Spacer	- 20 µm
Schrittweise Scan	3
Verblendstärke	0,8 mm
Wax-Up Wandstärke	0,7 mm
Gingivaler Abstand (Framework)	0,0 mm
Lingualer Öffnungswinkel	25,0°

Tabelle 2: Parameter für den Schleifvorgang

Vollanatomische Zir CAD-Serie

Die Vollanatomische Zir CAD Serie wurde mit Mindestschichtstärken von 1,5 mm okklusal und radial konstruiert. Nach dem Fräsvorgang wurden die Brücken zunächst zwei Stunden getrocknet, anschließend mit einer Trennscheibe vom Blank getrennt, Kanten und Rauigkeiten mit einer Hartmetallfräse geglättet und im Thermostar Ofen (Nabertherm, Liliental) über Nacht gesintert .

	Vt. in °C	→ min.	↑min.	↑°C/ min.	Temp. °C	→ min.	VAC min.
Sintern	-	-	90	17	1530	120	-

Tabelle 3: Parameter für den Sintervorgang der Zir CAD (Ivoclar) und YZ Serie (Vita)

Es erfolgte eine Passungskontrolle und ein Glanzbrand zu den folgenden Parametern:

	B °C	→ min.	↑min.	↑°C/ min.	Temp. °C	→ min.	VAC min.
Glanzbrand	403	6		40	725	2	-

Tabelle 4: Parameter für den Glanzbrand der Zir CAD Serie (Ivoclar)

YZ – Vita PM9 Serie

Die reduzierten YZ-Brückengerüste wurden nach dem Trockenvorgang abgetrennt, mit Hartmetallfräsen geglättet und gesintert. Nach dem Sintervorgang, in der gleichen Art wie bei der vollanatomischen ZirCAD-Serie durchgeführt, wurde auf Passung kontrolliert und der

Rand mit einer Technikerturbine (K air Plus, Kavo) mit Rotring-Diamanten mit 30µm Körnung unter Wasserkühlung ausgedünnt. Nach der Reinigung der Gerüste mit Aluminiumoxid bei 0,5 bar und 50 µm, sowie Dampfstrahlen und Ultraschallbad, wurde eine Wachsüberwurf gestaltet, so dass die Dimensionen aller anderer Brücken mit 1,5 mm okklusal und radial erreicht wurden. Die Brücken wurden dann in der für Presskeramik üblichen Art und nach Vorgaben des Herstellers mit 0,5 cm langen Wachsdrähten auf den Sockelformer der Muffel aufgebracht und eingebettet (Vita PM® Einbettmasse). Nach dem Vorwärmen der Muffeln wurden die Vita PM9 Pellets im Pressofen (IPS Ivoclar Empress EP 500) aufgespresst, und nach erfolgtem Abkühlvorgang die Brücken mit 105 µm Aluminiumoxid bei maximal zwei bar ausgebettet. Das Abtrennen und weitere Ausarbeiten auf die exakte Schichtstärke erfolgte wiederum an der Turbine unter Wasserkühlung. Nach dem Reinigen mit Dampfstrahler und Ultraschallbad für fünf Minuten folgte der Glanzbrand:

	B °C	→ min.	↑min.	↑°C/ min.	Temp. °C	→ min.	VAC min.
Glanzbrand	500	4	3:30	80	780	1	-

Tabelle 5: Parameter für den Glanzbrand der YZ Serie (Vita)



Abb. 16: Kontrolle der Schichtstärke und des Randschlusses der YZ Serie (Vita)



Abb.17: Wachsmodellation für die Verblendung der YZ Serie (Vita) vor dem Einbetten

Lava Zirkonoxidgerüste mit Lava Ceram Verblendungen (3M Espe)

Die Zirkonoxidgerüste wurden vom Lavafräszentrum Corona der Firma Semrau in Starnberg gefertigt. Zunächst wurde eine optische Abformung der Modelle mit dem Streifenlichtscanner Lava Scan™ aus drei optischen Achsen, der sogenannten Weichlichttriangulation, gemacht. Der Fräsvorgang selbst erfolgte mit den Fräsmaschinen CNC 500™ und Lava Form™ aus Multi L und 60mm Zirkonoxidblöcken. Anschließend wurden die Ansätze der Brücken am Block manuell entfernt und verschliffen. Bei der Endsinterung kommt es zu einer linearen Schrumpfung zwischen 20 und 25 %, die entsprechend der für die jeweilige Charge ermittelten Größe ausgeglichen, das heißt, vergrößert gefräst wurde. Die Sinterung erfolgte im Lava Furnace 200 Sinterofen. Dabei wurden die Fertigungsparameter in der folgenden Tabelle zugrunde gelegt:

Full contour modelling	No
Veneering	Manually
Gingival ridge/ gingiva	No
Adjacent teeth with gingival ridge/gingival	No
Bite registration	No
Waxup	Yes
Coping thickness	0,50 mm
Margin reinforcement	0,25 mm
Cement gap: thickness	0,01 mm
Cement gap: Begin above margin	0,20 mm
Cement gap expansion: Thickness	0,01 mm
Cement gap expansion: Begin above margin	0,50 mm

Tabelle 6: Parameter für den Fräsvorgang der Lava Gruppe (3m Espe)

Die Gerüste wurden nach Passungskontrolle mit Rotring-Diamanten unter Wasserkühlung zervikal ausgedünnt. Verbinder, Innenpassung und Brückenglied wurden nicht beschliffen, lediglich Kanten und Spitzen abgerundet, um Spannungsspitzen in der Keramik an diesen Punkten zu vermeiden. Anschließend wurde mit 50 µm Aluminiumoxid und 0,5 bar am Sandstrahlgerät (Hasenfratz – Sandmaster FG3-92) abgestrahlt, daraufhin mit dem Dampfstrahler und in einem Ultraschallbad für zwei Minuten gereinigt und getrocknet. Alle Brände erfolgten auch hier im Vita Vacumat 40 Brennofen. Es wurde Lava Ceram Keramikmasse unter folgenden Programmen aufgebrannt:

	Vt. in °C	→ min.	↑min.	↑°C/ min.	Temp. °C	→ min.	VAC min.
Gerüstmodifizierbrand	450	6		45	810	1	8
Dentinbrand 1	450	6		45	810	1	8
Dentinbrand 2	450	6		45	800	1	7:47
Glanzbrand	480	2		45	790	1	-

Tabelle 7: Brandführung Lava Ceram (3M Espe)



Abb.18: Lava (3M Espe) Zirkonoxidgerüste



Abb.19: Lava Gerüste (3M Espe) nach dem Modifizierbrand



Abb.20: Lava Gerüste (3M Espe) nach dem ersten Dentinbrand



Abb.21: Fertig verblendete Lava Gruppe (3M Espe)

Verbundbrücke ZirCAD /CAD

Im Programmschritt Multilayer der CEREC®InLab® 3D Software wird hier eine separate Auswahl für das Gerüstmaterial und die Verblendung ermöglicht. Das Gerüst wurde aus Zirkoniumoxid (Zir CAD MO B 40L, Ivoclar) unter dem Programmpunkt Framework und die Verblendung unter Verblendstruktur aus IPS e.max CAD, einer Lithium Disilikatkeramik (e.max CAD HAT A2 B40, Ivoclar) gefertigt. Nach der Sinterung des ZirCAD Gerüsts (Sinterofen Programat S1), und Fräsung der IPS CAD Verblendung wurden die beiden Teile der Brücke mit einer Glaskeramik (IPS e.max CAD Crystal Connect) unter Verwendung eines Rüttelgerätes (IPS Ivomix) miteinander verfügt. Nach Auftrag von Glasurmasse wurden die Brücken einem Fügebrand unterzogen, der gleichzeitig als Kristallisationsbrand für die Lithium Disilikatkeramik fungiert. Dieser Brand, dem besondere Aufmerksamkeit bei der

Trocknung der Fügemasse zukommt, dauert zwei Stunden und 44 Minuten und wurde mit dem Keramikofen Programat EP 5000 durchgeführt.

3.4. Adhäsive Befestigung

Zunächst wurde die Fläche, auf der das Brückenglied basal zur Auflage kam großzügig an den Kunststoffmodellen ausgeschliffen. Alle 60 Brücken wurden mit Multilink Automix (Ivoclar) adhäsiv mit den PMMA-Modellen verbunden. Hierfür wurden sowohl die Brücken als auch die Modelle im Ultraschallbad von Fettrückständen befreit (F100 Super, HWR-Chemie, Emmering), abgedampft und mit 80 % Ethanol getrocknet. Die Stümpfe wurden jeweils mit den beiden Komponenten Primer A und B, die im Verhältnis eins zu eins angemischt, gleichmäßig appliziert und nach 30 Sekunden abgeblasen wurden, konditioniert. Die Prüfkörper selbst mit Monobond Plus (Ivoclar Vivadent) 60 Sekunden vorbehandelt und mit Druckluft abgeblasen. Multilink Automix Befestigungsmaterial wurde dann in die Prüfkörper gegeben und nach raschem Entfernen der Überschüsse für fünf Minuten unter Druck auf das zentrale Brückenglied ausgehärtet. Hierbei wurden ausschließlich die selbsthärtenden Eigenschaften des Befestigungsmaterials genutzt. Der Vorgang wurde genau nach den Vorgaben des Herstellers durchgeführt, inklusive kühler Lagerung des Komposits und unter Einhaltung aller Verarbeitungszeiten, Mischverhältnissen und Anweisungen.

3.5. Belastungstests

Alterungssimulation

Sämtliche Brücken wurden einer thermomechanischen Wechselbelastung im Kausimulator der LMU München (Willytec, Gräfelfing) unterzogen. Hierbei wurden 1,2 Millionen Lastwechsel mit einer Frequenz von 1,2 Hz und einer Belastung von 50 Newton über einen abgerundeten Druckstempel (Werkzeugstahl, 6 mm Durchmesser) durchgeführt. Die Last

wurde mit 10 mm pro Sekunde und einer Lateralbewegung von 0,7 mm Flanke abwärts zentral auf die Fossa des Brückenglieds, also des ersten Prämolaren ausgeübt. Zur selben Zeit wurden 10000 Thermozyklen bei 5°C und 55°C im Abstand von 90 Sekunden mit destilliertem Wasser durchgeführt, um der Situation in der Mundhöhle mit ihren Umweltfaktoren wie Speichel und den verschiedenen Temperaturen bei der Nahrungsaufnahme möglichst gerecht zu werden. Nach etwa 30 Sekunden kann davon ausgegangen werden, dass Restaurationen, die vollständig mit Wasser bedeckt sind, ihre Umgebungstemperatur angenommen haben[83]. Die Simulation erstreckte sich im Ganzen über zwischen 10 und 11 Tage, was in etwa einer in vivo Tragedauer von fünf Jahren entspricht[84].

Bruchversuch

Alle Brücken wurden unter gleichen Bedingungen an der Universalbruchmaschine (Zwick®UMP 1445, Ulm) bis zu ihrem Versagen in der Zentralfissur des Brückenglieds mit einem metallischen Prüfstempel (Werkzeugstahl, 10 mm Durchmesser) belastet. Ein 20%iger Druckabfall vom Momentanwert hatte nach der Einstellung der Maschine einen Abbruch des Versuchs und eine Bewertung als Versagen der Brücke zur Folge. Die Kraft wurde dabei mit einer Vorschubgeschwindigkeit von $0,5 \text{ mm min}^{-1}$ über eine zwischengelegte ein Millimeter starke Polyethylenfolie durch den Stahlstempel auf den ersten Prämolaren ausgeübt.



Abb. 22: Prüfkörper in der Universalbruchmaschine der Firma Zwick

3.6. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde unter Benutzung des Programms SPSS 15 (SPSS Software München) durchgeführt.

Statistische Methoden

Deskriptive Statistik

Bei der deskriptiven Statistik können Lagemaße, wie zum Beispiel das Streuungsmaß, Mittelwerte und die Standardabweichung, sowie Verteilungsmaße wie zum Beispiel die Schiefe berechnet werden. Dabei wurden als Parameter die Anzahl der zugelassenen Werte, das arithmetische Mittel, die Standardabweichung, sowie Maximal- und Minimalwerte verwendet. Der Medianwert wurde in einem Boxplotdiagramm dargestellt.

Boxplotdiagramm:

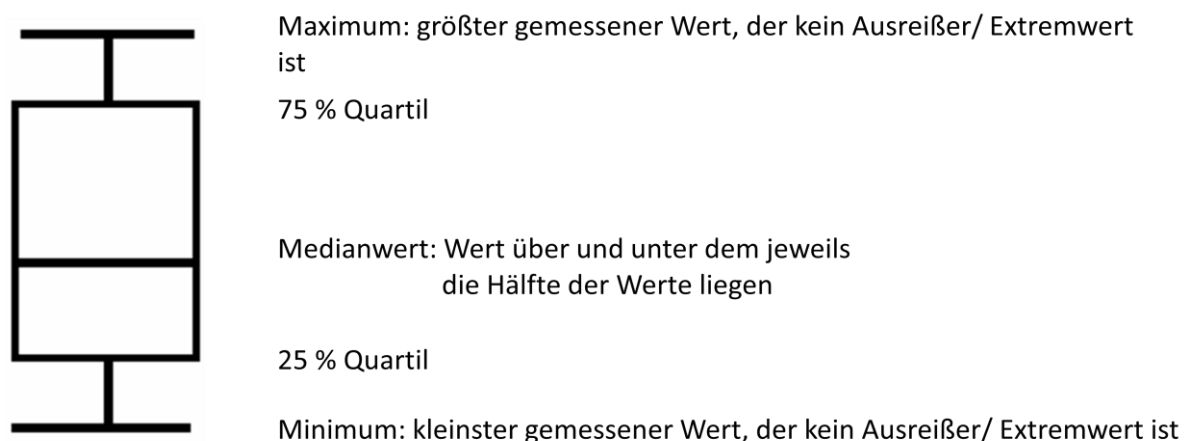


Abb. 23: Erklärung Boxplot Diagramm

Weibullmodul

Das Weibullmodul als Standardtest für die Bewertung der Homogenität der Bruchtestwerte für vollkeramischer Materialien fand in dieser Studie keine Anwendung, da er bei einer Prüfkörperanzahl von unter 30 Stück falsch hohe Werte vortäuscht[85]. Beim Weibullmodell wird die Kraft ermittelt, bei der 63,21% aller Proben versagen.

Post hoc Test

Der Post-hoc Test nach Student-Newman-Keuls dient zum Auffinden homogener Untergruppen von Mittelwerten.

One Way-Anova

Die One Way-Anova, die einfaktorielle Varianzanalyse, wurde in diesem Fall als Mittelwertvergleichstest benutzt, um signifikante Unterschiede in den Festigkeitswerten der einzelnen Messgruppen zu belegen.

3.7. Rasterelektronenmikroskopische Auswertung

Zur REM-Auswertung wurden jeweils die beiden stärksten und schwächsten Proben einer jeden Serie herangezogen. Die Arbeitsvorbereitung war dergestalt, dass die Proben mit Seifenlösung (F100 Super, HWR-Chemie,) entfettet und abgedampft wurden, anschließend in 80 % Ethanol gereinigt, getrocknet und staubfrei aufbewahrt wurden. Die Brücken wurden an den Bruchflächen mit einer 25,8 nm dicken Gold-Platin-Legierung unter Vakuum besputtert. Schließlich wurde mit Übersichtsaufnahmen in 50 - facher Vergrößerung begonnen, um später noch einige höhere Vergrößerungen durchzuführen.

Bruchzonen

Aufgrund der Bruchmechanik bei diesem Versuchsaufbau konnte davon ausgegangen werden, dass die initiale Bruchzone in der Verblendung auf der basalen Seite der Konnektoren zu finden sein würde[43, 44]. Dennoch kann im Nachhinein nur vermutet werden, an welcher Stelle der Prüfkörper zu brechen begann. Dabei lassen sich fraktographisch über den sogenannten Spiegel, englisch „mirror“, die „mist region“ und vor allem die „hackle region“, die strahlenförmig auf den Rißursprung zuläuft, unterscheiden und zum Auffinden des vermeintlichen Rißursprungs nutzbar machen[86]. Nahe dem Ursprung beginnt der Prüfkörper zunächst ganz langsam zu reißen, die Oberfläche des Prüfkörpers bleibt hier verhältnismäßig glatt, dies wird als mirror region bezeichnet. Bei den spröden Keramiken steigt die Rißgeschwindigkeit an, die Risse in der Keramik werden in der mist region unregelmäßiger und verzweigen sich schließlich in der sogenannten hackle region. Im Deutschen hat sich aufgrund des strahlenförmigen Verlaufs für die Betrachtung der ganzen Oberfläche der Begriff Sonnenaufgang verbreitet[87]. Diesen Bereichen wurden bei der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung besondere Aufmerksamkeit gewidmet.

4. Ergebnisse

4.1. Bruchwerte

Die Bruchwerte der einzelnen Gruppen wurden aufsteigend sortiert und in einer Grafik dargestellt. Deutlich erkennbar ist der Klassenunterschied in der Festigkeit zwischen Metallkeramik- und Vollkeramikbrücken mit einer durchschnittlichen Differenz von etwa 1000 Newton.

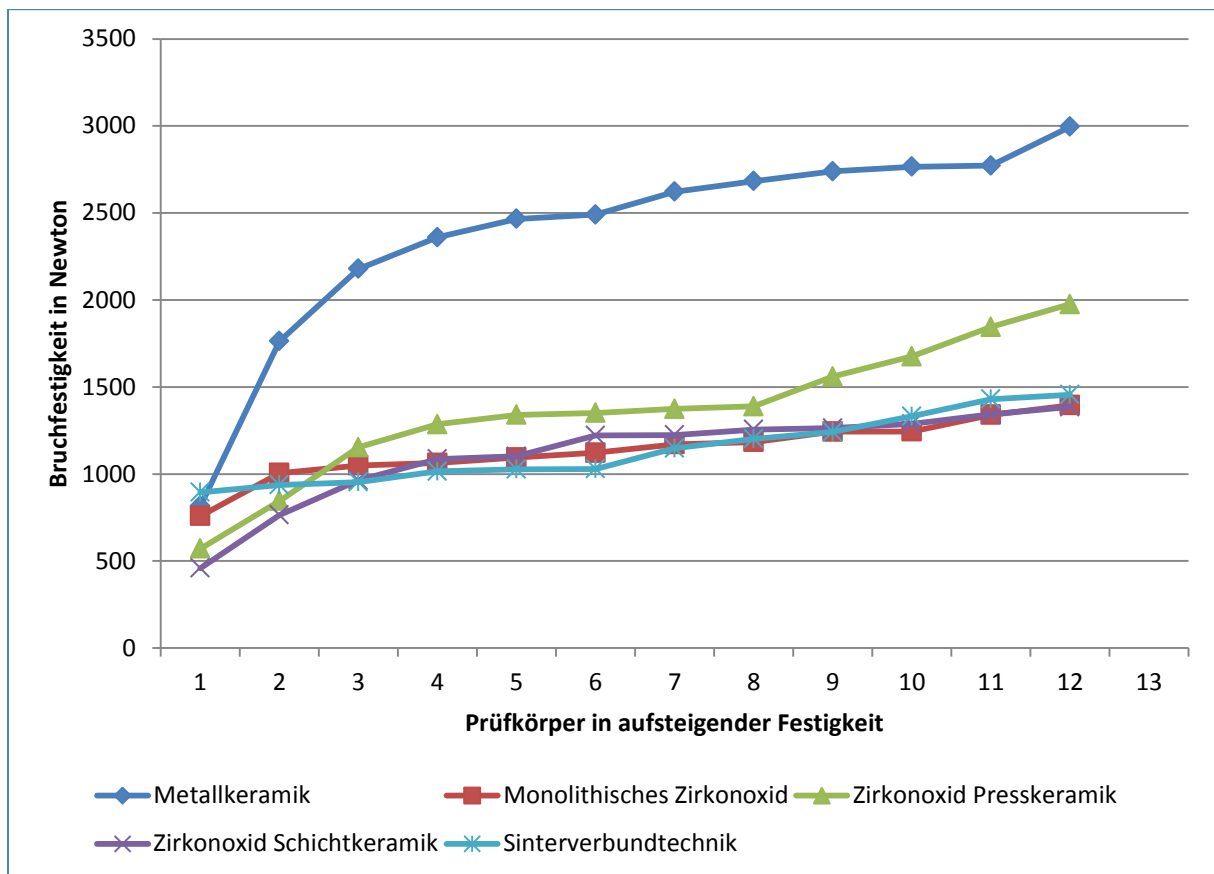


Abb. 24: Grafik der Materialien und ihren Bruchwerten

4.2. Analyse der Bruchart und Fragmente

Das Ziel der Untersuchung sollte sein, herauszufinden, wie sich die vollkeramischen Brückensysteme zueinander und im Vergleich zu einer Metallkeramikbrückenserie nach Alterungssimulation in einem Bruchversuch verhalten würden. Thermocycling und Kausimulator führten bei keiner der Versuchsbrücken zu einem totalen Versagen. Während bei der Serie aus monolithischem Zirkonoxid kaum Spuren an der Oberfläche der Brücken nach Alterung erkennbar wurden, zeigte besonders die Presskeramik hier schon deutliche Formverluste. Bei den handgeschichteten Feldspatkeramikverblendungen der LAVA (3M Espe) und REFLEX-Serie (Wieland) wurden ähnliche, jedoch weniger starke Attritionsverluste erkennbar. Auch oberflächliche Sprünge in der Verblendkeramik wurden hier sichtbar. Im Bruchversuch erlitten alle vollkeramischen Brücken Frakturen, die nicht nur das Verblendmaterial, sondern auch die Gerüstmaterialien betrafen. Die monolithische Zirkonoxidserie frakturierte ebenfalls vollständig bis auf das PMMA Model beziehungsweise den Klebspalt. Bei der metallunterstützten Brückenserie betrafen die Versagensmuster lediglich die Keramikverblendung. Das Metallgerüst blieb von der Krafteinwirkung des Prüfstempels unversehrt. Acht von zwölf Brücken aus der vollanatomischen ZirCAD-Serie frakturierten am Brückenglied mesial, das heißt, zwischen Eckzahn und erstem Prämolaren. In der YZ-Serie der Firma Vita brachen sieben von zwölf Brücken an dieser Stelle und in der LAVA-Gruppe (3M Espe) waren es elf von zwölf Brücken, die zwischen dem Eckzahn und dem ersten Prämolaren am Brückenglied frakturierten. Von den Sinterverbundbrücken brachen acht mesial und vier distal des Brückenglieds.

4.3. Statistische Auswertung

Deskriptive Statistik

	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Metallkeramik	12	2388,03	591,26	816,39	2996,27
Monolithisches Zirkonoxid	12	1139,65	167,72	759,46	1394,51
Zirkonoxid u. Presskeramik	12	1363,94	391,87	571,01	1973,95
Zirkonoxid u. Schichtkeramik	12	1113,18	269,21	458,92	1384,88
Zirkonoxid u. Lithiumdisilikat	12	1135,14	193,61	894,86	1455,72

Tabelle 8: Deskriptive Statistik

Es zeigt sich, dass die Metallkeramikbrücken, wie erwartet, die höchsten Festigkeitswerte aufweisen. Die Mittelwerte liegen außer gegenüber der Gruppe Zirkonoxid-Presskeramik in etwa doppelt so hoch wie bei den Vollkeramikbrücken. Jedoch zeigt diese Serie auch die größte Standardabweichung. Zirkonoxid in Verbindung mit Presskeramik ist die nächstfeste Gruppe, wiederum mit einer relativ hohen Standardabweichung verglichen mit den anderen Vollkeramikserien. Die Standardabweichungen sind jedoch nicht aussagekräftig, da sie über die Gauß'sche Normalverteilung berechnet werden, die für Keramiken keine Anwendung findet.

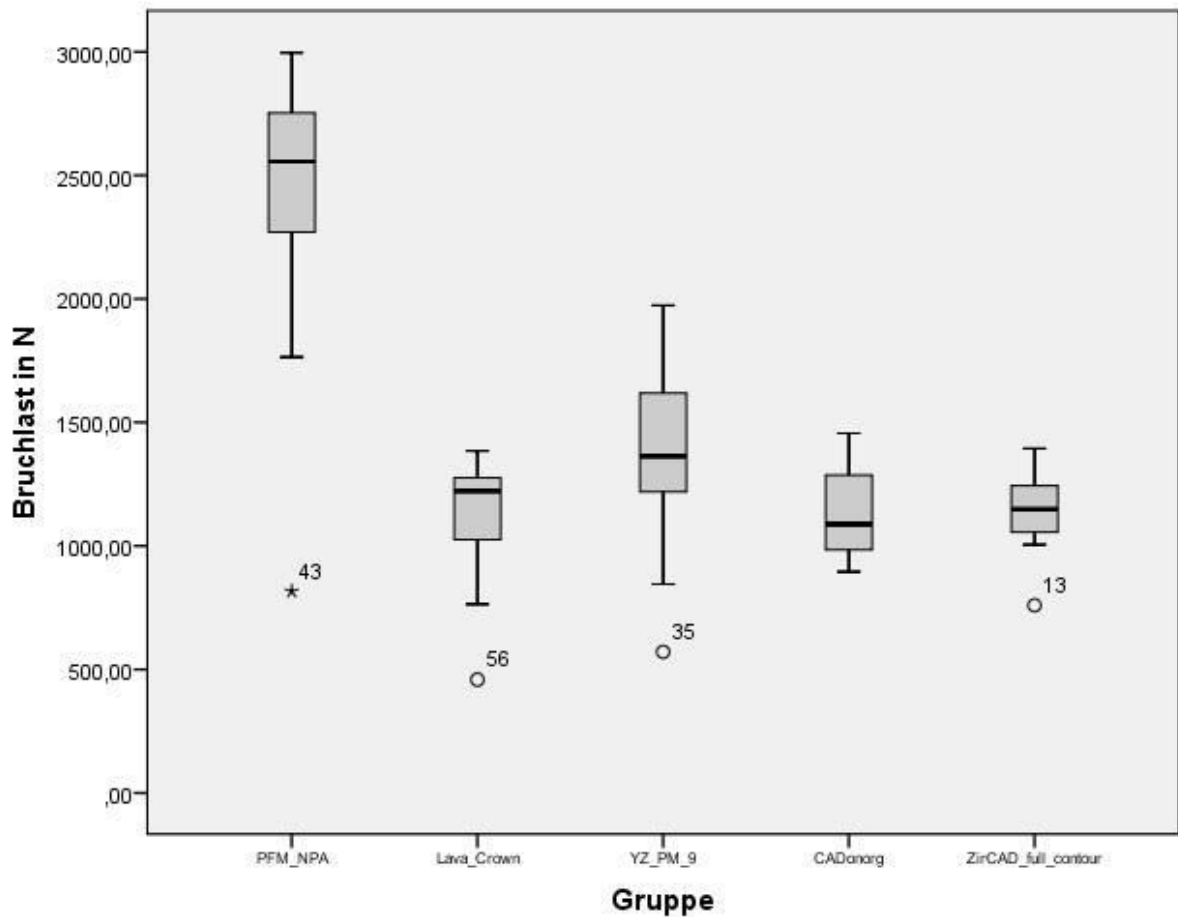


Abb. 25: Boxplotdiagramme der verschiedenen Materialien in der Bruchlast

In der Übersicht der Boxplotdiagramme fällt vor allem auf, dass die Gruppe Zirkonoxid mit Lithiumdisilikatverblendung als einzige Gruppe keinen sogenannten Ausreißer hat. Das heißt, dass in der Sinterverbundtechnik alle Werte des Bruchversuchs innerhalb des Maximum beziehungsweise Minimumwertes zuliegen kommen. Damit kann die Streuung der Werte für diese Gruppe für relativ gering gehalten werden.

Ergebnisse

Post hoc Test

Im Post hoc Test konnte ein statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0,001$) zwischen den einzelnen Gruppen ausgemacht werden. Dieser betrifft jedoch ausschließlich die Metallkeramikgruppe zu den Vollkeramikgruppen. Die Vollkeramikgruppen unterscheiden sich nicht statistisch signifikant.

One Way-Anova

Mit der One Way-Anova ließ sich ein statistisch signifikanter Unterschied innerhalb der Gruppen nachweisen.

4.4. Analyse der REM Bilder

Rasterelektronische Aufnahmen der mit Sinterverbundtechnik verblendeten Zirkonoxidgruppe: In der 50fachen Vergrößerung wird die Homogenität der industriell gefertigten Rohlinge im Vergleich zu den handverblendeten Keramikverblendungen sichtbar.

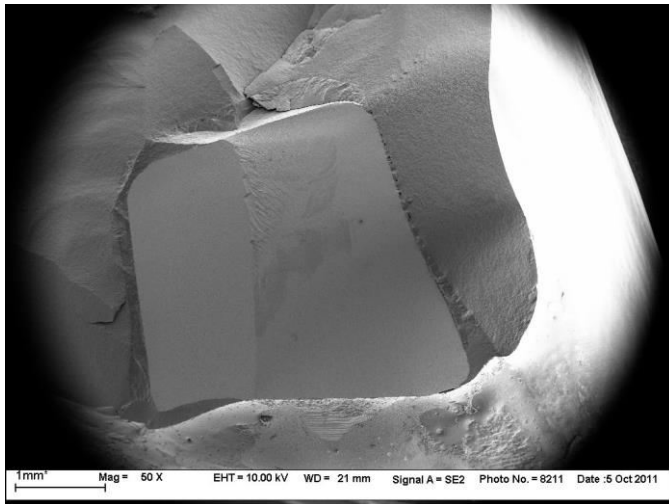


Abb. 26: Sinterverbundbrücke mit der typischen Stufenbildung bei Bruchversuchen, innen ist Zirkonoxid, außen Lithiumdisilikatkeramik, dazwischen Fügemasse erkennbar.

In der 350fachen Vergrößerung kann man außer der Blase in der Fügemasse auch den typischen Sonnenaufgang an der im Bild oberen Zirkonoxid Frakturkante erahnen.

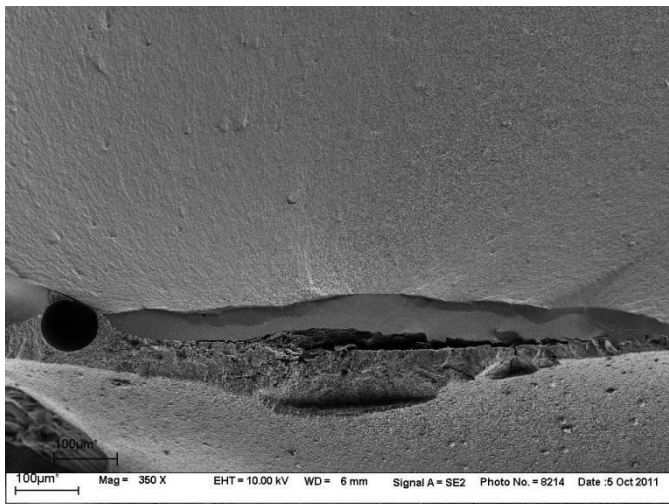


Abb.27: Gasblase in der Fügemasse

Ergebnisse

Unten sieht man ein Bild aus der Lavagruppe. Klar erkennbar sind die Unterschiede in der Homogenität des Gefüges. Die Verblendung ist an zahlreichen Blasen leicht als manuell verdichtete Keramikmasse erkennbar.

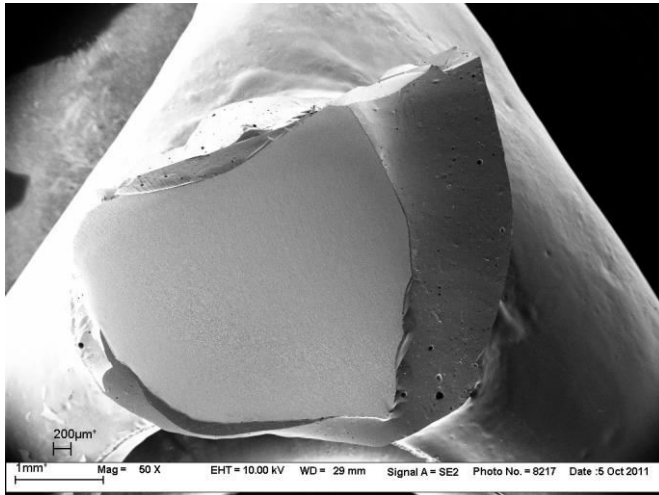


Abb.28: Lavagruppe (3M Espe)

Die Metallkeramikgruppe zeigte im Bruchversuch keine Gerüstfrakturen: Auf Seite 49 sieht man in 50facher Vergrößerung das Chipping der Verblendkeramik Wieland Reflex auf dem im Bruchversuch belasteten Höcker. Die Keramik platzte bis auf den Opaker des Nichtedelmetallgerüsts ab.

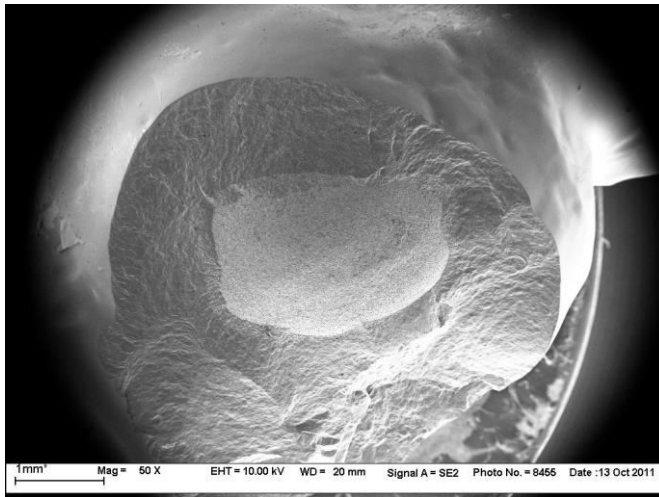


Abb. 29: Metallkeramik: Innen etwa oval das Rheniumgerüst (Dentaurum), außen Reflex Verblendung (Wieland)

Die Abbildungen 29 und 30 zeigen den Querschnitt des Verbinders der schwächsten Brücke aus der Gruppe monolithisches Zirkonoxid mit dem Material ZirCAD (Ivoclar). In Abbildung 30 zeigt sich, dass auch die Oberfläche nach dem Glanzbrand nicht frei von Porositäten war.

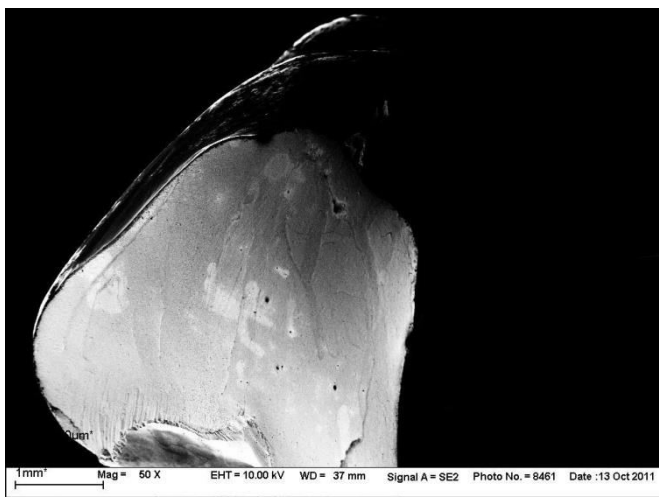


Abb. 30: ZirCAD (Ivoclar) in geringer Vergrößerung

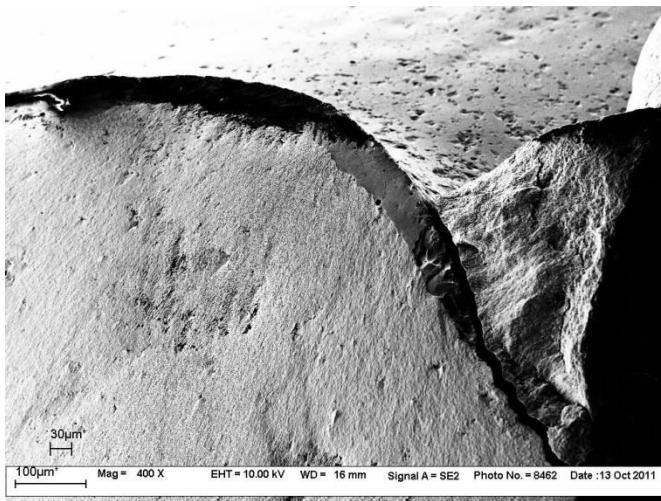


Abb. 31: ZirCAD (Ivoclar) Oberfläche

Ebenfalls aus der Gruppe Zirkonoxid ohne Verblendung auf Seite 51 ein Bild der Brücke mit der höchsten Festigkeit im Bruchversuch. Wenn man davon ausgeht, dass das Zirkonoxid an der basalen Spitze des Verbinders zu brechen begann, kann man hier auf den Sonnenaufgang schließen, der typisch für die fraktographischen Untersuchungen an Keramiken ist.

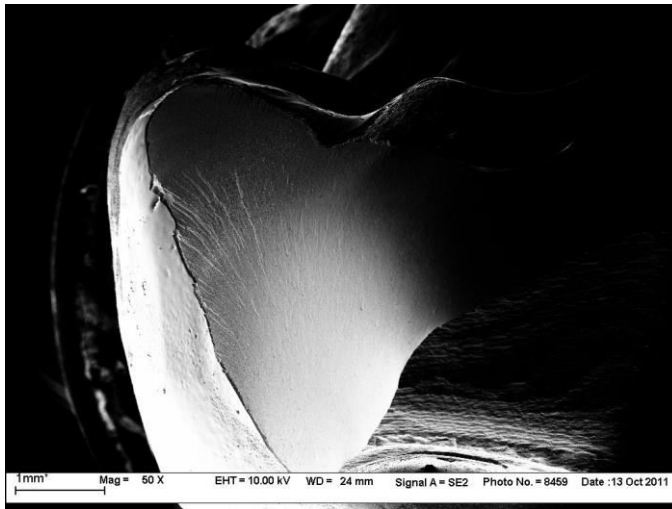


Abb. 32: ZirCAD (Ivoclar) Brücke mit strahlenförmigem fraktographischem Muster

5. Diskussion

5.1. Diskussion der Methodik

Um eine hinreichend treffende Aussage über die Qualität dentaler Keramiken machen zu können, muss man sich grundsätzlich über die Kompromisse in der Herstellungsweise und den angewendeten Testverfahren im Klaren sein. Bei der Methodik dieses Versuchs kann man die allgemeinen Vor- und Nachteile von in vitro Versuchen im Vergleich zu in vivo Versuchsaufbauten ausmachen. Ein Vorteil und gleichzeitig eine große Herausforderung der in vitro Versuche ist die Möglichkeit, beliebig große Stückzahlen gleicher Prüfkörper in Bezug auf Verarbeitung und Maße herzustellen. Präparationsbedingte Unterschiede, die zu unterschiedlichen Schichtdicken führen oder äußere Faktoren, die das Ergebnis schlechter interpretierbar machen, sind bei in vitro Versuchen ausgeschlossen. Absolute Gleichheit lässt sich jedoch in der Praxis kaum umsetzen. Selbst bei größter Sorgfalt muss von Unregelmäßigkeiten und Unterschieden zwischen den Prüfkörpern ausgegangen werden, was die Qualität der Ergebnisse dieser Studien negativ beeinflusst. In vitro Versuche können wegen des ohnehin großen Aufwandes zur Simulation niemals an völlig reale Bedingungen in der Mundhöhle heranreichen. Der Aufbau des Versuchsmodells für die Alterungssimulation, die Zusammensetzung des menschlichen Speichels oder die patientenindividuelle Kaulast sind hier die limitierenden Faktoren. Weitere aufwändig zu simulierende Parameter sind die ständig variierende Richtung der Krafteinleitung, die unterschiedliche Beweglichkeit der Zähne in Abhängigkeit von der Tageszeit, das Patientenalter, die Zahl der Wurzeln und die Parodontiengröße[88, 89]. Abrasive Stoffe, wie sie die Nahrung beinhaltet, können praktisch kaum über ausreichende Zeiträume in brauchbarer Viskosität und Zusammensetzung in die Kausimulation eingebracht werden[90, 91]. Der große Vorteil der in vitro Versuche ist die Möglichkeit genaue Versuchsparameter im Vorfeld festlegen zu können. Daraus ergeben sich weitere Vorteile wie die relativ niedrigen Kosten für die Herstellung der Prüfkörper, die zeitsparende Alterungssimulation, die einfache Nachvollziehbarkeit und die Reproduzierbarkeit der Versuche. In vivo Versuche erlauben lediglich über eine Vorauswahl der Patienten einen Einfluss auf die Prüfungsparameter und sind deshalb stark von individuellen Kriterien des Behandelnden und Zufällen abhängig. Als besonders

beeinflussende Faktoren gelten Temperaturunterschiede, der Speichel und die Kaubelastung in der Mundhöhle[92-94]. Zusammenfassend kann man sagen, dass in vitro Untersuchungen vor allem als präklinische Versuchsreihen sinnvoll erscheinen, um Materialien und Verbundwerkstoffe in diesem Fall dentale Keramiken günstig, in großen Stückzahlen, zeitsparend und ohne Risiko einen Patienten zu schädigen, testen kann[92].

Für diesen in vitro Versuch wurden von der Firma Ivoclar 60 Polymethylmethacrylatmodelle ausgeliefert, die für die weitere Verarbeitung zu Gipsmodellen dupliziert und anschließend digitalisiert wurden. Im Bruchversuch kamen die ursprünglichen Modelle wieder zum Einsatz. Das Prüfmodell ist seit einiger Zeit Gegenstand intensiver Forschung, da die Simulation der Lagerung des Zahnersatzes entscheidend für die zu erwartenden Festigkeitswerte sind. Manche Autoren gehen von einer statistisch nicht signifikanten Festigkeitsänderung aus[95], während der größere Teil eine resiliente Lagerung der Zahnstümpfe in einem Mantelmaterial als entscheidend für die näherungsweise Simulation der parodontalen Lagerung und Eigenbeweglichkeit der Zähne betrachtet[68, 96]. In vielen Bruchversuchen an dreigliedrigen Brücken kamen an der Ludwig-Maximilians-Universität Versuchsmodelle mit Metallstümpfen, die mit Polyether ummantelt, wiederum in Polymethylmethacrylat eingebettet wurden, zum Einsatz. Das erhöhte Elastizitätsmodul des Monoblock PMMA Modells in diesem Versuchsaufbau wirkt sich generell eher verstärkend auf die Keramiken im Bruchversuch aus[96, 97]. Die in diesem Versuch ermittelten Festigkeitswerte nach Bruchversuch sind für die geprüften Materialien mit denen anderer Studien in der Höhe vergleichbar, was eine Eignung des Testmodells für weitere Versuche besonders hinsichtlich des zeitlichen Aufwands nahelegt[25, 98].

Die Präparation der Stümpfe des Versuchsmodells steht im Einklang mit der für vollkeramische Restaurationen geforderten Präparationsweise[99]. Der Einfluss der Randgestaltung der Präparation ist für die Bruchfestigkeit vollkeramischer Restaurationen jedoch nicht sehr entscheidend[34, 35, 100]. Es wurde eine Hohlkehle mit einem Öffnungswinkel von 6-8° präpariert und alle Kanten abgerundet und glattfiniert.

Für die optische Abformung der Stümpfe mussten einige passungsmindernde Faktoren in Kauf genommen werden. Da wäre die Duplikation mit der Silikonmasse und dem damit verbundenen Schrumpf, die Expansion des Gipses beim Ausgießen und die Ungenauigkeit, die durch den Auftrag des Scanpuders entsteht[101]. Beim Scannen des Prüfmodells kann

dennoch von hohen Genauigkeiten ausgegangen werden, da extraoral die Fehler, die unter klinischen Bedingungen passieren können, besser kontrollierbar sind[102]. Insgesamt liegen die Passgenauigkeiten beim Scan sowohl intra-, als auch extraoral nach einigen Autoren über der Genauigkeit sogenannter Vinylsiloxanetherabformungen und anschließender Anfertigung von Gipsmodellen[103]. Die Passung der Metallgerüste unterlag seitens des Modells beziehungsweise der Abformung zusätzlich den typischen Ungenauigkeiten bei der Herstellung des Sägeschnittmodelles durch den Lackspacer, der manuell bis zwei Millimeter zur Präparationsgrenze aufgetragen wurde.

Die Metallgerüste wurden in Lost Wax Technik hergestellt. Dabei ergeben sich einige anwender- und materialbedingte Fehlerquellen. Die Anforderungen an den Zahntechniker bei der Herstellung von Metallkeramikversorgungen sind sowohl theoretisch als auch handwerklich vielseitig und von entscheidender Bedeutung für das Endprodukt. Die korrekte Verarbeitung der Gipse, Isolierungen, Wachse und schließlich der Guss der Metalllegierung in die Einbettmasse sowie das anschließende Ausarbeiten der Brückengerüste birgt eine Reihe möglicher Fehlerquellen. Hierzu zählen korrekte Mischungsverhältnisse beim Anrühren des Gipses mit destilliertem Wasser, das Einhalten der Sumpfzeit und korrekten Anrührzeit unter Vakuum. Bei der Modellation der Gerüste in Wachs ist eine möglichst niedrige Wachs-temperatur anzustreben, um Spannungen durch den Schrumpf des Wachses beim Abkühlen möglichst gering zu halten. Dafür eignet sich auch ein Trennen der Modellation mit einem heißen Skalpell und nach erfolgter Entspannung erneutes Wiederauffüllen des Spaltes zwischen den Brückengliedern mit einem Tropfen heißen Wachses. Die zu erreichende Mindestschichtstärke von 0,5 Millimeter und drei Millimeter an den Verbindern ist während der Wachsmodellation etwas großzügiger auszuführen, um während dem Ausarbeiten in Metall diese Stärken nicht zu unterschreiten. Eine anatoforme Gerüstmodellation ist für die Festigkeit der gleichmäßig starken Verblendung maßgeblich[47]. Das Einbetten der Modellationen in phosphatgebundene Einbettmasse FujiVest ist ebenfalls techniksensitiv und erfahrungsabhängig, da über das Verhältnis Flüssigkeit zu destilliertem Wasser die Passung der Gerüste gesteuert werden kann. In diesem Versuch wurde auf die Verwendung von destilliertem Wasser vollständig verzichtet. Probleme ergaben sich wahrscheinlich beim Guss einiger Brückengerüste - beim Aufbrennen der Keramikmassen zeigten einige Brücken Blasen in der Keramik, sodass die Gerüste neu angefertigt werden mussten. Dies ist wahrscheinlich auf Einbettmasseeinschlüsse in den

Metallgerüsten zurückzuführen gewesen. Das Einbringen der porösen Muffel in das Schleudergussystem erzeugte möglicherweise Abrieb an der Innenseite des Gusstrichters. Einbettmasseeinschlüsse in der Metalllegierung können zur Blasenbildung führen, da die Einbettmasse in den folgenden Keramikbränden ausgaset. Ausgebettet wurden die Gerüste vorsichtig, mit maximal zwei bar Aluminiumoxid abgestrahlt, um einen erhöhten Substanzverlust zu vermeiden. Porositäten auf der Oberfläche wurden mit rotierenden Instrumenten in möglichst gleichbleibender Schleifrichtung entfernt und geglättet, Mindestschichtstärken mit einem Calliper kontinuierlich überprüft und eingehalten. Dennoch ließen sich Unterschiede in der Form der Gerüste bereits mit bloßem Auge erkennen (Abb. 9, Seite 22).

Die Herstellung der Brückengerüste aus Zirkonoxid mit dem Cerec InLab orientierte sich an den werkseitig vorgegebenen Grundeinstellungen und wurden in den Schlüsselpunkten nicht verändert. Verbinderquerschnitte blieben unangetastet, Mindestschichtstärken wurden eingehalten. Größere Verbinderquerschnitte von mindestens 12 mm² werden für mehr als drei gliedrige Brücken empfohlen und haben höhere Bruchfestigkeitswerte zur Folge, sind jedoch parodontalhygienisch und ästhetisch nachteilig[43]. Die Gerüste passten gut, lediglich die Ansatzstellen der Schleifblöcke mussten mit der wassergekühlten Turbine entfernt werden. Dies ist von Vorteil, da das Schleifen am Zirkonoxidgerüst Phasenumwandlungen im Material induzieren kann, die die Festigkeit herabsetzen[53]. Diamanten mit Korngrößen über 100 µm führen hierbei zu stärkerer Phasenumwandlung als Feingekörnte mit 30 µm. Oft sind bereits Vorschädigungen in der Bearbeitung der Gerüstkeramik ursächlich für unterkritisches Risswachstum[56, 57]. Die Zirkondioxidgerüstkeramiken wurden jeweils mit 0,5 bar und 50 µm Aluminiumoxid abgestrahlt und abgedampft, um die Oberfläche zu reinigen und für das Aufbrennen, Überpressen, beziehungsweise Aufsintern der Verblendkeramiken vorzubereiten. Das Abstrahlen mit Korund wird widersprüchlich diskutiert. Befürworter halten den säubernden Effekt mit geringen Korngrößen und niedrigem Druck für gut geeignet um eine saubere Oberfläche zu schaffen. Gegner argumentieren, dass es auch hierbei zu Phasenumwandlungen im Zirkonoxidgefüge kommen könne, die die Langzeitfestigkeit beeinträchtigen könnte. Die Studienlage dazu ist nicht eindeutig, beide Seiten können ihre Argumentation durch Fallstudien bekräftigen[55, 104, 105].

Der Verblendvorgang erfolgte für die Metallkeramikserie und die Lavazirkonoxidserie in Schlickertechnik. Keramikmassen wurden mit den entsprechenden Liquiden angemischt und beim Auftrag möglichst stark verdichtet. Dies geschah unter Klopfen und Riffeln, um den Massen vor dem Brand möglichst viel Flüssigkeit zu entziehen und Lufteinschlüsse zu vermeiden. Durch die Vibrationen wird eine gleichmäßige Benetzung des Gerüsts sichergestellt. Dies verspricht größere Verbundflächen also einen besseren Haftverbund und damit höhere Festigkeitswerte. Demgegenüber wirkt sich eine erhöhte Anzahl der Brände zwar positiv auf die Dichte und Porösität in der Verblendkeramik aus, bewirkt jedoch keine erhöhten Festigkeitswerte[58]. Auch wenn der Vorgang der Verblendtechnik sehr ähnlich ist, ist metallbasierter Keramikzahnersatz, was den Haftverbund und die zu erwartende Langzeitfestigkeit angeht, immer noch als Goldstandard zu bezeichnen. Verlustraten von unter einem Prozent pro Jahr können aktuell mit keinem Vollkeramiksystem erreicht werden[106, 107]. Dennoch haben viele Studien gezeigt, dass Zirkonoxid als Gerüstmaterial auch unter den erhöhten Kaukräften im Seitenzahnbereich die mechanischen Anforderungen erfüllt[108-110].

Der handwerklich vergleichsweise einfache Vorgang des Überpressens der Verblendkeramik und die höhere Dichte dieser Keramikmassen legen nahe, dass, bei gleichen Gerüstmaterialien, Verblendtechniken bei denen die Keramikmassen aufgepresst werden zumindest ebenso große Festigkeitswerte erwarten lassen. Dennoch wurde im Vergleich zu handverblendeten Zirkonoxidgerüsten zumindest in vitro kein signifikanter Unterschied in der Langzeitfestigkeit ausgemacht[26, 111], wenngleich Chippingfrakturen weniger häufig aufzutreten scheinen[112]. Der hohe Druck der beim Aufpressen auf das Zirkonoxidgerüst gebraucht wird, um die hochvisköse Presskeramik zu verarbeiten wird immer wieder auch als festigkeitsmindernder Faktor diskutiert[59, 113], da Keramiken allgemein geringe Zugfestigkeiten aufweisen[52].

Die Sinterverbundgruppe wurde von der erfahrenen Zahntechnikerin Marlis Eichberger angefertigt, die Zirkondioxidgerüste der Lavagruppe vom Fräszentrum Semrau hergestellt. Anzumerken bleibt hier, dass alle Gruppen, außer die der Sinterverbundtechnik, Ausreißer enthielten. Das heißt jeweils eine Brücke einer jeden anderen Gruppe hielt lediglich relativ niedrigen Belastungen stand. Es könnte sich dabei um einen Zufall handeln, nicht auszuschließen ist jedoch, dass diese Brücken Verarbeitungsfehler enthielten, die einem

fähigeren Zahntechniker nicht unterlaufen wären. Sicher ist jedoch, dass es die Vergleichbarkeit der Ergebnisse qualitativ mindert, wenn verschiedene Personen die Prüfkörper für eine Studie anfertigen.

Bei jeglicher Verbindung von Verblendkeramiken auf die jeweiligen Gerüstmaterialien kommt den unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten eine entscheidende Funktion zu. Da sich die Materialien bei Temperaturänderung unterschiedlich stark ausdehnen beziehungsweise schrumpfen kommt es zu Spannungen innerhalb der Werkstücke[114, 115]. Daher müssen die Wärmeausdehnungskoeffizienten möglichst gut aufeinander abgestimmt werden, damit es nicht zu einem Abplatzen der Verblendung kommt. Die Wärmeausdehnungskoeffizienten der Gerüst- und Verblendmaterialien wurden, da die Produktkombinationen Herstellerempfehlungen entsprechen, werksseitig füreinander optimiert. Das heißt, dass es nur geringe Unterschiede in den Wärmeausdehnungskoeffizienten derart gibt, dass die der Verblendkeramiken etwas geringer also etwa $0,5 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$ gewählt wurden, um leichte Druckspannungen in der Verblendung zu induzieren, was eine höhere Festigkeit bewirkt. Bei allen Verblendungen wurde stets eine Langzeitabkühlung durchgeführt, da dies die Festigkeitswerte nachweislich positiv beeinflusst[51]. Ein weiterer strittiger Punkt ist die Brandführung selbst. Der Keramikbrennofen wurde zwar regelmäßig kalibriert, die Temperaturangaben für die Brandführung sind trotzdem relativ, da Schwankungen von $\pm 10^\circ\text{C}$ als normal gelten und Aufheizraten und Endtemperaturen entsprechend wenig sicher eingehalten werden konnten. Auch die Position des Werkstückes im Ofen hat entscheidenden Einfluss darauf welche Temperaturen auf es einwirken. Deshalb wurde versucht alle Brücken möglichst zentral im Ofen und zwei Zentimeter über dem Boden der Brennkammer auf den Brenngutträgern zu lagern, um ein möglichst homogenes Ergebnis nahe den Herstellerangaben zu erhalten.

Die Befestigung sämtlicher Brücken auf den Polymethylmethacrylatmodellen erfolgte mit Multilink Automix. Fraglich ist hierbei inwiefern die Verbindung an die Mundsituation heranreicht, da sich die Polymethylmethacrylatmodelle bei der adhäsiven Befestigung nur eingeschränkt mit dem Verhalten natürlicher Zähne vergleichen lässt. Einige Autoren konnten belegen, dass die Art Befestigung auf natürlichen Zähnen keinen signifikanten Einfluss auf die Retentionskräfte und Bruchfestigkeit bei Zirkondioxidversorgungen hat[116,

117]. Untersuchungen zufolge ist eine Reinigung der Werkstücke nach der Einprobe in der Mundhöhle und Kontamination mit Speichel unerlässlich, da sonst signifikante Einbußen an Haftkraft zu erwarten sind. Geeignet scheinen dafür 37 prozentige Phosphorsäure oder Abstrahlen zu sein. Wasserspray, Alkohol oder Aceton waren in ihrer reinigenden Wirkung unzureichend[118]. In dieser Studie wurden die Brücken zwar nicht durch Speichel kontaminiert, inwiefern die Reinigung im Ultraschallbad und die anschließende Entfettung mit 80% Ethanol allerdings ausreicht, um Verunreinigungen durch den Arbeitsprozess auf der Oberfläche zu entfernen, bedürfte weiterer Untersuchungen.

Die Alterungssimulation ist, wie der gesamte Versuchsaufbau, nur näherungsweise der klinischen Situation nachempfunden. Zwar wurden die Schlüsselfaktoren Temperaturwechsel, wässriges Milieu und Kausimulation berücksichtigt, fraglich bleibt dennoch inwiefern sie den realen Belastungen in der Mundhöhle gerecht werden. So finden sich in der Literatur unterschiedliche Angaben über die zu erwartenden Temperaturdifferenzen nach dem Konsum kalter oder heißer Nahrungsmittel, die zwischen -8°C und $+81^{\circ}\text{C}$ [85] und 0°C sowie $+67^{\circ}\text{C}$ [119, 120] schwanken. Faktisch hat man sich aber auf einen Bereich zwischen $+5^{\circ}\text{C}$ und $+55^{\circ}\text{C}$ in der Restauration geeinigt, der von den meisten Arbeitsgruppen zur Simulation genutzt wird[68, 121]. Desweiteren sind die Temperaturschwankungen, die nach zyklischen Wechselbädern in Restaurationen gemessen werden können je nach Lage der Restauration im Mund erheblich[83]. Keine Berücksichtigung hatte in diesem Versuchsaufbau, dass das Milieu der Mundhöhle auch aufgrund unterschiedlicher pH Werte, Enzyme und Plaque Einfluss auf die Festigkeit der Prüfkörper nimmt[122, 123]. Die Vorschubbewegung des Kausimulators ist laut einer vergleichenden Studie etwa viermal zu niedrig angesetzt, *Heintze* hält außerdem eine höhere Frequenz für näher am natürlichen Vorbild[124].

Die Bilder des Rasterelektronenmikroskops verdeutlichen, die unzureichende Verdichtung, die bei der manuellen Verblendungen erreicht wurde. Können in maschinell gefertigten Verblendungen und Gerüsten Fehlerquellen weitgehend reduziert werden, so sind sie bei Handarbeit stärkeren Schwankungen und qualitätsmindernden Einflüssen ausgesetzt. Dies wird in der Analyse des Bruchversuchs am Fehlen von sogenannten Ausreißern in der Sinterverbundtechnik sowie in der Betrachtung der REM Bilder deutlich. Für die

Sinterverbundtechnik ließen sich, außer in der Fügemasse, optisch keine Inhomogenitäten in den keramischen Massen ausmachen.

Im Bruchversuch wurden den Brücken jeweils eine ein Millimeter starke Polyethylenfolie aufgelegt, bevor der Prüfstempel aus Stahl Druck auf diese ausüben sollte. Die Frage ist, ob eine Verteilung der Last über diese Folie den Verhältnissen im Mund entspricht oder ob die Folie die Ergebnisse eher ungerechtfertigter Weise beschönigt. Vorteilhaft ist sicher, dass sie die Ergebnisse innerhalb der Studie besser vergleichbar macht, da es schwierig ist, das Prüfmodell exakt so in der Bruchmaschine zu positionieren, dass die Belastung für alle Proben gleich ist.

5.2. Diskussion der Ergebnisse

Die zu erwartenden Kaukräfte variieren nach Geschlecht, Lage der Restauration in der Mundhöhle, und den unterschiedlichen physiologischen und pathologischen Belastungen durch den zu versorgenden Patienten[88, 125, 126]. Angegebene Werte schwanken dementsprechend zwischen 150 und 900 Newton für den Seitenzahnbereich, Bruxisten erreichen bis zu 1221 Newton[127-129]. Wenn man von einer mittleren Kaulast von 300 Newton ausgeht und einen Sicherheitsfaktor von zwei bis zweieinhalb anlegt[130], sollte die Restauration nach Alterung mindestens 600 Newton im Bruchversuch messen lassen[131, 132]. Wenn man bei keramischen Werkstoffen etwa von einem Festigkeitsverlust von 40 Prozent durch Alterung ausgehen kann, müsste eine neue Restauration zum Zeitpunkt des Einsetzens eine Mindestfestigkeit von 1000 Newton aufweisen[131].

600 Newton Festigkeit konnten in diesem Versuch zwei Brücken nicht erreichen. Nur die monolithischen Zirkonoxidbrücken, die Metallkeramikserie und die Sinterverbundgruppe konnten dieser Forderung entsprechen. In der Metallkeramikgruppe wurden einige Gerüste wegen Lunkern, die wahrscheinlich durch Einbettmasseeinschlüsse zustande kamen, ausgesondert. Diese können Gasporen bilden und die Verblendkeramik dadurch schwächen. Möglicherweise wurden in der Brücke die den statistischen Ausreißer dieser Gruppe bildete, einer oder mehrere kleine Lunker nicht erkannt, so dass diese Brücke nicht rechtzeitig aussortiert werden konnte.

Auffallend ist, dass ein Großteil der Vollkeramikbrücken distal des Dreiers brachen. Obwohl die Verbinderquerschnitte softwarebedingt vorgegeben sind und Schichtstärken strikt eingehalten wurden, scheint es hier einen Zusammenhang zu geben. Es konnte kein statistisch signifikanter Unterschied verminderter Festigkeit zwischen monolithischen und geschichteten Brücken Vollkeramikbrücken festgestellt werden wie andere Autoren dies nahelegen[25]. *Schultheis et al.* fanden außerdem mit Metallkeramiken vergleichbar hohe Werte für Vollkeramikbrücken vor, die sich in dieser Studie erheblich unterscheiden. Auch bei Einzelkronen wurden für monolithische Lithiumdisilikatkronen höhere Werte und weniger Verlust nach Alterung gemessen als für geschichtete Zirkondioxidkernkronen[133]. Die Festigkeit vollkeramischer Brücken scheint in dieser Studie weniger durch den Haftverbund zwischen Gerüstmaterial und Verblendkeramik als durch die Festigkeit des Kernmaterials limitiert zu sein. Alle Vollkeramikbrücken brachen bis auf die Versuchsmodelle, Chippingfrakturen auf das Gerüstmaterial traten weder nach Alterung noch nach dem Bruchversuch auf. Klinische Studien zeigen hier ein anderes Bild[39, 42]. Hierbei stellt sich die Frage, ob die Alterungssimulation ausreichend nah an die klinischen Bedingungen angepasst wurde. So wurden in Bruchversuchen, die implantatgetragene Prüfkörper schräg von oben und nicht von axial belasteten, geringere Festigkeitswerte erreicht. Desweiteren zeigten die axial belasteten Brücken Frakturen, die das Kernmaterial der Vollkeramikversorgung zerstörten, während bei schräger Belastung eher die adhäsiv/kohäsiven Brüche, die auch typischer für klinisches Versagen sind, auftraten[134]. In der Mundhöhle ist auch nach sorgfältigem Entfernen unerwünschter Balancekontakten immer mit Scherkräften zu rechnen, gerade bei Versorgungen die Eckzähne mit einschließen. Insofern wären auch Bruchversuche, die schrägen Belastungen Rechnung tragen, sinnvoll.

Da die monolithischen Zirkonoxidbrücken in dieser Studie keine signifikant höheren Festigkeitswerte als die anderen Vollkeramikgruppen aufweisen konnten, stellt sich bei der minderen ästhetischen Qualität, die sich aus der geringeren Transluzenz und fehlenden Opazität dieser Keramikart ergibt, die Frage nach der Indikation. Monolithische Versorgungen fordern jedoch weniger Mindestschichtstärke und können durch den verkürzten Herstellungsprozess auch wesentlich günstiger angeboten werden als verblendete Dentalkeramiken, wodurch sich ihr Einsatz rechtfertigt.

Abschließend muss man sagen, dass es keine Normen oder auch nur gängige Standards für in vitro Versuchsaufbauten dieser Art gibt. Daher ist die Qualität der Ergebnisse dieser Studie lediglich von ihrer Tendenz im Vergleich der Materialien untereinander als korrekt anzusehen[124]. Nach anderer Alterungssimulation zum Beispiel ohne Lagerung in wässrigem Milieu oder anderen Bruchversuchsaufbauten würden sich wahrscheinlich ganz andere Ergebnisse abzeichnen[94].

6. Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, einen Vergleich verschiedener Vollkeramikarten mit Metallkeramik zu schaffen. Dabei handelte es sich um dreigliedrige Brücken, die die Situation vom Eckzahn 23 auf den Prämolaren 25 nachempfinden sollten. Insgesamt wurden 60 Brücken hergestellt, von denen je zwölf aus den gleichen Materialien waren. Die Metallkeramikbrücken wurden mit Wieland Reflex® Feldspatkeramik über einen Nichtedelmetallkern aus Remanium 2000 (Dentaurum) verblendet. Eine vollanatomische Zirkonoxidserie aus ZirCAD® Zirkonoxid (Ivoclar) bildete die zweite Gruppe. Eine überpresste Brückenserie mit Zirkonoxidgerüst aus VITA YZ® (Vita) und VITA PM9® (Vita), eine handgeschichtete LAVA Serie mit Lava Zirkonoxid™ (3M Espe) und Lava Ceram™ Verblendung (3M Espe) sowie eine Sinterverbundgruppe mit Ivoclar ZirCAD® (Ivoclar) Kernstruktur und e.max CAD® (Ivoclar) Verblendung bildeten die weiteren Versuchsgruppen. Als Testmodell wurde ein Polymethylmethacrylatmodell der Firma Ivoclar verwendet. Die Brücken sollten Schichtstärken von 1,5 mm zirkulär und Verbinderquerschnitte von 9mm² haben. Der gleichmäßigen Dimensionierung der Prüfkörper wurde große Sorgfalt gewidmet. Anschließend wurden die Prüfkörper im Kausimulator der LMU thermomechanisch gealtert, um eine intraorale Tragedauer von 5 Jahren zu imitieren. Alle Brücken konnten die Alterungssimulation ohne substantielle Schäden überstehen. Im Bruchversuch, der mit der Zwick Maschine durchgeführt wurde, lieferten, wie erwartet, die Metallkeramikbrücken die höchsten Werte. Mit durchschnittlich 2388 N liegen sie etwa doppelt so hoch wie die Prüfkörper ohne Metallkern. Das homogenste Ergebnis lieferten die Brücken, die mit einer e.max CAD (Ivoclar) Verblendung übersintert wurden. Sie zeigten als Einzige keinen statistischen Ausreißer bei einem Mittelwert von 1135 N. Die monolithischen Zirkonoxidbrücken liegen mit 1140 N im Rahmen aller anderen Vollkeramikbrücken. Eine Verblendung scheint die Prüfkörper gegenüber den monolithischen Brücken in diesem Versuchsaufbau nicht zu schwächen. Den im Mittel höchsten Wert unter den Vollkeramiken erreichte die Verbindung Zirkonoxid mit Presskeramik mit 1364 N.

Keine der Vollkeramikbrücken konnte an die durchschnittlichen Festigkeitswerte der Metallkeramikbrücken heranreichen. Dennoch sind die Vollkeramikbrücken für den

Zusammenfassung

simulierten Versorgungszweck uneingeschränkt zu empfehlen und aus biologischer und ästhetischer Sicht auch sinnvoll.

7. Literaturverzeichnis

1. Song, H., W. Yin, and Q. Ma, *Allergic palmoplantar pustulosis caused by cobalt in cast dental crowns: a case report*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2011. **111**(6): p. e8-10.
2. Namikoshi, T., [Case of oral lichen planus due to dental metal allergy]. Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi, 2006. **50**(3): p. 461-3.
3. Mehulic, M., et al., *Expression of contact allergy in undergoing prosthodontic therapy patients with oral diseases*. Minerva Stomatol, 2005. **54**(5): p. 303-9.
4. Koike, M., [A case of burning mouth associated with dental metal allergy]. Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi, 2005. **49**(3): p. 498-501.
5. Issa, Y., et al., *Oral lichenoid lesions related to dental restorative materials*. Br Dent J, 2005. **198**(6): p. 361-6; discussion 549; quiz 372.
6. Lazarov, A., et al., *Contact orofacial granulomatosis caused by delayed hypersensitivity to gold and mercury*. J Am Acad Dermatol, 2003. **49**(6): p. 1117-20.
7. Savitt, E.D., et al., *Effects on colonization of oral microbiota by a cast glass-ceramic restoration*. Int J Periodontics Restorative Dent, 1987. **7**(2): p. 22-35.
8. Auschill, T.M., et al., *The effect of dental restorative materials on dental biofilm*. Eur J Oral Sci, 2002. **110**(1): p. 48-53.
9. Marxkors R., M.H., *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. 2004.
10. Fasbinder, D.J., *Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options*. Compend Contin Educ Dent, 2012. **33**(1): p. 50, 52-8.
11. Kappert, H.F. and K. Eichner, *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 6 ed. Vol. 2. 2008, Stuttgart: Thieme Verlag.
12. Malament, K.A. and S.S. Socransky, *Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1999. **81**(1): p. 23-32.
13. Malament, K.A. and S.S. Socransky, *Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: Effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1999. **81**(6): p. 662-667.
14. Kern, M., et al., *Vollkeramik auf einen Blick*, 2012, Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.: Ettlingen.
15. Preis, V., et al., *Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments*. Quintessence Int, 2013. **44**(5): p. 393-405.
16. Schweiger, M., *Zirkoniumdioxid - Hochfeste und bruchzähe Strukturkeramik*. Ästhetische Zahnmedizin 5, 2004: p. 248-257.
17. Piconi, C. and G. Maccauro, *Zirconia as a ceramic biomaterial*. Biomaterials, 1999. **20**(1): p. 1-25.
18. Arbeitsgruppe Vollkeramik München, V. www.digital-dentistry.de
19. Pires, L.F., et al., *Comparison of heat generated by alumina-toughened zirconia and stainless steel burs for implant placement*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. **27**(5): p. 1023-8.
20. Kohorst, P., et al., *Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications*. Acta Biomater, 2012. **8**(3): p. 1213-20.
21. Borchers, L., et al., *Festigkeitsverhalten von Zirkoniumdioxidkeramiken im Verlauf simulierter Alterung in DGPro 2013*, Deutsche Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien: Hannover.

22. Guazzato, M., et al., *Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics*. Dental Materials, 2004. **20**(5): p. 449-456.
23. Kwon, S., et al., *Wear of veneering ceramics on human enamel* 2013, IADR.
24. Beuer, F., et al., *Flexural Strength of Coloured and Aged Zirconia*, in *The Joint Meeting of the Continental European, Israeli and Scandinavian (NOF) Divisions of the IADR*, IADR, Editor 2004: Crow Plaza Hotel
25. Schultheis, S., et al., *Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(5): p. 1407-13.
26. Beuer, F., et al., *High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations*. Dent Mater, 2009. **25**(1): p. 121-8.
27. Schweiger, J., et al., *Digital Workflow Teil 3*. Quintessenz Zahntechnik, 2011(37): p. 60-72.
28. Schmitter, M., D. Mueller, and S. Rues, *Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer*. Journal of Dentistry, 2012. **40**(2): p. 154-162.
29. Körber, K., *Zahnärztliche Prothetik, Funktionslehre* 1995, Stuttgart: Thieme Verlag.
30. Wimmer, T., et al., *Stahl oder Kunststoffprüfmodell: Einfluss auf die Bruchlastresultate von dreigliedrigen Brücken aus unterschiedlichen Materialien* in *DGPro2013*, Deutsche Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien: Hannover.
31. Berkovitz, B.K. and B.J. Moxham, *The development of the periodontal ligament with special reference to collagen fibre ontogeny*. J Biol Buccale, 1990. **18**(3): p. 227-36.
32. Berkovitz, B.K., *The structure of the periodontal ligament: an update*. Eur J Orthod, 1990. **12**(1): p. 51-76.
33. Drolshagen, M., et al., *Development of a novel intraoral measurement device to determine the biomechanical characteristics of the human periodontal ligament*. Journal of Biomechanics, 2011. **44**(11): p. 2136-2143.
34. Poggio, C.E., R. Dosoli, and C. Ercoli, *A retrospective analysis of 102 zirconia single crowns with knife-edge margins*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2012. **107**(5): p. 316-321.
35. Beuer, F., et al., *Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings*. Dent Mater J, 2008. **27**(3): p. 362-7.
36. Lang, N.P., *Periodontal considerations in prosthetic dentistry*. Periodontol 2000, 1995. **9**: p. 118-31.
37. Kissov, H.K., B.P. Todorova, and E.V. Popova, *Correlation between overcontouring of fixed prosthetic constructions and accumulation of dental plaque*. Folia Med (Plovdiv), 2001. **43**(1-2): p. 80-3.
38. Von Steyern, P.V., P. Carlson, and K. Nilner, *All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon® technique. A 2-year clinical study*. Journal of Oral Rehabilitation, 2005. **32**(3): p. 180-187.
39. Raigrodski, A.J., et al., *The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2006. **96**(4): p. 237-244.
40. Schmitter, M., et al., *Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results*. J Oral Rehabil, 2009. **36**(8): p. 610-5.
41. Tsumita, M., et al., *Clinical evaluation of posterior all-ceramic FPDs (Cercon): A prospective clinical pilot study*. Journal of Prosthodontic Research, 2010. **54**(2): p. 102-105.
42. Roediger, M., et al., *Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results*. Int J Prosthodont, 2010. **23**(2): p. 141-8.
43. Rezaei, S.M., et al., *Influence of Connector Width on the Stress Distribution of Posterior Bridges under Loading*. J Dent (Tehran), 2011. **8**(2): p. 67-74.

44. Oh, W., N. Gotzen, and K.J. Anusavice, *Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures*. J Dent Res, 2002. **81**(9): p. 623-7.
45. Kern, M., *Vollkeramik auf einen Blick*. Quintessenz Zahntechnik, 2006(32): p. 514-520.
46. Shirakura, A., et al., *The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading*. J Prosthet Dent, 2009. **101**(2): p. 119-27.
47. Beuer, F., et al., *Der Einfluß der Verblendung auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestaurationen*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2004. **59**: p. 527 - 530.
48. Mörmann, W.H., et al., *Zirkonoxidgerüste bei Kronen und Brücken*, in *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2007. p. 141-148.
49. Kern, M., *Vollkeramik und CAD CAM präsentieren Neuheiten*. DZW Spezial, 2007: p. 11-13.
50. Tinschert, J., et al., *Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken* Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2000. **55**: p. 610-616.
51. Tan, J.P., et al., *The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2012. **107**(3): p. 163-169.
52. Tinschert, J., et al., *Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study*. Int J Prosthodont, 2001. **14**(3): p. 231-8.
53. Fischer, H., et al., *Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramik*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1999(54): p. 484-488.
54. Kohorst, P., et al., *Load-bearing capacities of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks*. European Journal of Oral Sciences, (115): p. 161-166.
55. Kosmac, T., et al., *The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic*. Dent Mater, 1999. **15**(6): p. 426-33.
56. Luthardt, R.G., et al., *Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics*. J Dent Res, 2002. **81**(7): p. 487-91.
57. Zhang, Y. and B. Lawn, *Long-term strength of ceramics for biomedical applications*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2004. **69**(2): p. 166-72.
58. Tang, X., et al., *Effects of multiple firings on the mechanical properties and microstructure of veneering ceramics for zirconia frameworks*. Journal of Dentistry, 2012. **40**(5): p. 372-380.
59. Esquivel-Upshaw, J.F., et al., *Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs*. Int J Prosthodont, 2004. **17**(4): p. 469-75.
60. Olsson, K.G., et al., *A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs*. Int J Prosthodont, 2003. **16**(2): p. 150-6.
61. Sorensen, J.A., et al., *In-Ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results*. J Calif Dent Assoc, 1998. **26**(3): p. 207-14.
62. Kelly, J.R. and I. Denry, *Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview*. Dental Materials, 2008. **24**(3): p. 289-298.
63. Brewer, A.A., *Prosthodontic research in progress at school of aerospace medicine*. J Prosth Dent 1963. **13**: p. 49-69.
64. Varga, S., et al., *Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion*. Eur J Orthod, 2011. **33**(4): p. 427-33.
65. Diracoglu, D., et al., *Relationship between maximal bite force and tooth wear in bruxist and non-bruxist individuals*. Arch Oral Biol, 2011. **56**(12): p. 1569-75.
66. Cosme, D.C., et al., *Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults*. Int J Prosthodont, 2005. **18**(4): p. 328-32.
67. Itinoche, K.M., et al., *Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics*. Dent Mater, 2006. **22**(11): p. 1029-34.
68. Rosentritt, M., et al., *Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures*. Dental Materials, 2006. **22**(2): p. 176-182.
69. Sanon, C., et al., *Low temperature degradation and reliability of one-piece ceramic oral implants with a porous surface*. Dental Materials, 2013. **29**(4): p. 389-397.

70. Perdigao, J., et al., *Degradation of dental ZrO₂-based materials after hydrothermal fatigue. Part I: XRD, XRF, and FESEM analyses*. Dent Mater J, 2012. **31**(2): p. 256-65.
71. Guo, X., *Property Degradation of Tetragonal Zirconia Induced by Low-Temperature Defect Reaction with Water Molecules*. Chemistry of Materials, 2004. **16**(21): p. 3988-3994.
72. Silva, N.R., et al., *Reliability of metallo-ceramic and zirconia-based ceramic crowns*. J Dent Res, 2010. **89**(10): p. 1051-6.
73. McLaren, E.A. and S.N. White, *Glaserinfiltrierte Keramik auf Zirkonoxid-Aluminiumoxidbasis für Kronenkapfen und Brückengerüste: Richtlinien für Klinik und Labor*. Quintessenz Zahntechnik, 2000. **26**: p. 709-722.
74. Deville, S., J. Chevalier, and L. Gremillard, *Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia*. Biomaterials, 2006. **27**(10): p. 2186-2192.
75. Jardel, V., et al., *Correlation of topography to bond strength of etched ceramic*. Int J Prosthodont, 1999(12): p. 59-64.
76. Tholey, M., J. and M. Stephan, *Haftverbundmechanismen in dentalen Schichtsystemen*. Quintessenz Zahntechnik, 2007. **33**(2): p. 160-168.
77. Napankangas, R. and A. Raustia, *Twenty-year follow-up of metal-ceramic single crowns: a retrospective study*. Int J Prosthodont, 2008. **21**(4): p. 307-11.
78. Napankangas, R. and A. Raustia, *An 18-year retrospective analysis of treatment outcomes with metal-ceramic fixed partial dentures*. Int J Prosthodont, 2011. **24**(4): p. 314-9.
79. Walton, T.R., *An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics*. Int J Prosthodont, 2003. **16**(2): p. 177-82.
80. Mormann, W.H., *The evolution of the CEREC system*. J Am Dent Assoc, 2006. **137** Suppl: p. 7S-13S.
81. Haeusler, G., *Über die kluge Auswahl und Anwendung optischer 3D Sensoren*. Photonik 2004. **5**: p. 2-5.
82. Mehl, A., et al., *Accuracy testing of a new intraoral 3D camera*. International Society of Computerized Dentistry, 2009. **12**: p. 11-28.
83. Youngson, C.C. and C.W. Barclay, *A pilot study of intraoral temperature changes*. Clin Oral Investig, 2000. **4**(3): p. 183-9.
84. Krejci, I. and F. Lutz, *[In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results]*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1990. **100**(12): p. 1445-9.
85. Marx, R., et al., *Rissparameter und Weibullmodule: Unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien* Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2001(56): p. 90-98.
86. Bulpakdi, P., et al., *Failure analysis of clinically failed all-ceramic fixed partial dentures using fractal geometry*. Dental Materials, 2009. **25**(5): p. 634-640.
87. Kelly, J.R., et al., *Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations*. Int J Prosthodont, 1990. **3**(5): p. 430-40.
88. Muhlemann, H.R., *Tooth mobility: a review of clinical aspects and research findings*. J Periodontol, 1967. **38**(6): p. Suppl:686-713.
89. Schnell, H. and J. Greif, *Tageszeitliche Schwankungen der physiologischen Beweglichkeit von menschlichen Zähnen*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1974. **29**: p. 879.
90. Kern, M., J.R. Strub, and X.Y. Lu, *Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator*. J Oral Rehabil, 1999. **26**(5): p. 372-8.
91. Rosentritt, M., M. Behr, and G. Handel, *Der Abrasion auf der Spur*. Dent Dialog, 2006(8): p. 148-153.
92. Krejci, I., et al., *[An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator]*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1990. **100**(8): p. 953-60.

93. DeLong, R. and W.H. Douglas, *Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control*. J Dent Res, 1983. **62**(1): p. 32-6.
94. Kelly, J.R., *Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations*. J Prosthet Dent, 1999. **81**(6): p. 652-61.
95. Kern, M., et al., *Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment*. J Dent, 1993. **21**(2): p. 117-21.
96. Rosentritt, M., et al., *Influence of resilient support of abutment teeth on fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures: an in vitro study*. Int J Prosthodont, 2011. **24**(5): p. 465-8.
97. Scherrer, S.S. and W.G. de Rijk, *The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli*. Int J Prosthodont, 1993. **6**(5): p. 462-7.
98. Silva, N.R., et al., *Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo*. J Am Dent Assoc, 2011. **142 Suppl 2**: p. 4S-9S.
99. McDonald, A., *Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic restorations*. Dent Update, 2001. **28**(2): p. 84-90.
100. Troedson, M. and T. Dérand, *Effect of margin design, cement polymerization, and angle of loading on stress in porcelain veneers*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1999. **82**(5): p. 518-524.
101. Kurbad, A., *The optical conditioning of Cerec preparations with scan spray*. Int J Comput Dent, 2000. **3**(4): p. 269-79.
102. Trifkovic, B., et al., *[Accuracy of optical scanning methods of the Cerec 3D system in the process of making ceramic inlays]*. Vojnosanit Pregl, 2010. **67**(10): p. 812-8.
103. Schaefer, O., H. Kuepper, and A. Guentsch, *Trueness and Precision of Intraoral versus Extraoral Scanning Techniques 2013*, IADR: Seattle.
104. Guazzato, M., et al., *Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic*. J Dent, 2005. **33**(1): p. 9-18.
105. Zhang, Y., et al., *Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2004. **71**(2): p. 381-6.
106. Walter, M., et al., *Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures*. J Oral Rehabil, 1999. **26**(2): p. 91-6.
107. Scurria, M.S., J.D. Bader, and D.A. Shugars, *Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments*. J Prosthet Dent, 1998. **79**(4): p. 459-64.
108. Molin, M.K. and S.L. Karlsson, *Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs*. Int J Prosthodont, 2008. **21**(3): p. 223-7.
109. Vult von Steyern, P., P. Carlson, and K. Nilner, *All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study*. J Oral Rehabil, 2005. **32**(3): p. 180-7.
110. Sailer, I., et al., *Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up*. Quintessence Int, 2006. **37**(9): p. 685-93.
111. Tsalouchou, E., et al., *Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems*. Dent Mater, 2008. **24**(3): p. 308-18.
112. Beuer, F., et al., *Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs)*. Clin Oral Investig, 2009. **13**(4): p. 445-51.
113. Taskonak, B. and A. Sertgoz, *Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures*. Dent Mater, 2006. **22**(11): p. 1008-13.
114. Aboushelib, M.N., et al., *Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations*. Dent Mater, 2005. **21**(10): p. 984-91.
115. de Kler, M., et al., *Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs*. J Oral Rehabil, 2007. **34**(11): p. 841-7.
116. Palacios, R.P., et al., *Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement*. J Prosthet Dent, 2006. **96**(2): p. 104-14.
117. Rosentritt, M., et al., *Fracture Strength of Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures in IADR2004*.

118. Yang, B., et al., *Influence of contamination on zirconia ceramic bonding*. J Dent Res, 2007. **86**(8): p. 749-53.
119. Spierings, T.A., et al., *Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments*. J Dent Res, 1987. **66**(8): p. 1336-9.
120. Palmer, D.S., M.T. Barco, and E.J. Billy, *Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids*. J Prosthet Dent, 1992. **67**(3): p. 325-7.
121. Gale, M.S. and B.W. Darvell, *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations*. J Dent, 1999. **27**(2): p. 89-99.
122. de Gee, A.J., et al., *Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites*. Biomaterials, 1996. **17**(13): p. 1327-32.
123. Shabanian, M. and L.C. Richards, *In vitro wear rates of materials under different loads and varying pH*. J Prosthet Dent, 2002. **87**(6): p. 650-6.
124. Heintze, S.D., *How to qualify and validate wear simulation devices and methods*. Dent Mater, 2006. **22**(8): p. 712-34.
125. De Boever, J.A., et al., *Functional occlusal forces: an investigation by telemetry*. J Prosthet Dent, 1978. **40**(3): p. 326-33.
126. Gibbs, C.H., et al., *Limits of human bite strength*. J Prosthet Dent, 1986. **56**(2): p. 226-9.
127. Ferrario, V.F., et al., *Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography*. J Dent, 2004. **32**(6): p. 451-7.
128. Helkimo, E., G.E. Carlsson, and M. Helkimo, *Bite force and state of dentition*. Acta Odontol Scand, 1977. **35**(6): p. 297-303.
129. Waltimo, A. and M. Kononen, *A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults*. Scand J Dent Res, 1993. **101**(3): p. 171-5.
130. Schwickerath, H., *Dauerfestigkeit von Keramik*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1986. **41**: p. 264-266.
131. Tinschert, J., et al., *Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2000. **55**: p. 610-616.
132. Schwickerath, H., *Vollkeramische Brücken- Gerüste aus Kern- oder Hartkernmassen*. Dental Labor, 1988. **36**: p. 1081-1083.
133. Guess, P.C., et al., *Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue*. Int J Prosthodont, 2010. **23**(5): p. 434-42.
134. Alkharrat, et al., *Bruchlast und Chippingverhalten von vollkeramischen Implantat-gestützten Brücken in IADR General Session 2013*: Seattle.

8. Anhang

8.1. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Zirkonoxid Kristallphasen bei unterschiedlichen Temperaturen
Abb. 2:	Zirkonoxidkornstruktur
Abb. 3:	Präparationsformen
Abb. 4:	Cerec In Lab MC XL
Abb. 5:	Übersicht über die verwendeten Gerüstmaterialien und Verblendkeramiken
Abb. 6:	Dimensionierung des Versuchsmodells
Abb. 7:	Wachsmodellation
Abb. 8:	Brückengerüste aus Nichtedelmetall
Abb. 9:	Remanium 2000 (Dentaurum) Brückengerüst nach dem Opakerauftrag
Abb. 10:	Fertig verblendete Metallkeramikbrücken
Abb. 11:	Markierung der Präparationsgrenze
Abb. 12:	Bukkale Vorschau der ZirCAD (Ivoclar) Serie
Abb. 13:	Vorschau der ZirCAD (Ivoclar) Serie von okklusal
Abb. 14:	YZ (Vita) Serie in der Cerec Schleifvorschau
Abb. 15:	YZ (Vita) Zirkonoxidgerüste nach dem Fräsvorgang und nach dem Sintervorgang
Abb. 16:	Kontrolle der Schichtstärke und des Randschlusses der YZ Serie
Abb. 17:	Wachsmodellation für die Verblendung der YZ (Vita) Serie vor dem Einbetten
Abb. 18:	Lava (3M Espe) Zirkonoxidgerüste
Abb. 19:	Lavagerüste nach dem Modifierbrand

Anhang

- Abb. 20: Lavagerüste nach dem ersten Dentinbrand
- Abb. 21: Fertig verblendete Lava (3M Espe) Gruppe
- Abb. 22: Prüfkörper in der Universalbruchmaschine der Firma Zwick
- Abb. 23: Erklärung Boxplotdiagramm
- Abb. 24: Grafik der Materialien und ihren Bruchwerten
- Abb. 25: Boxplotdiagramme der verschiedenen Materialien in der Bruchlast
- Abb. 26: Sinterverbundbrücke mit der typischen Stufenbildung bei Bruchversuchen
- Abb. 27: Gasblase in der Fügемasse
- Abb. 28: Lavagruppe (3M Espe)
- Abb. 29: Metallkeramik
- Abb. 30: ZirCAD (Ivoclar) in geringer Vergrößerung
- Abb. 31: ZirCAD (Ivoclar) Oberfläche
- Abb. 32: ZirCAD (Ivoclar) Brücke mit strahlenförmigem fraktographischem Muster

8.2. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Parameter für die Metallkeramikbrände
Tabelle 2:	Parameter für den Schleifvorgang
Tabelle 3:	Parameter für den Sintervorgang der ZirCAD (Ivoclar) und YZ (Vita) Serie
Tabelle 4:	Parameter für den Glanzbrand der ZirCAD (Ivoclar) Serie
Tabelle 5:	Parameter für den Glanzbrand der YZ (Vita) Serie
Tabelle 6:	Parameter für den Fräsvorgang der Lavagruppe
Tabelle 7:	Brandführung Lava Ceram (3M Espe)
Tabelle 8:	Deskriptive Statistik
Tabelle 9:	Ergebnistabelle in Newton

8.3. Material- und Geräteliste

Adisil Blau (Siladent-Technik GmbH, Goslar)

Resin Rock (Whip Mix, Dortmund)

Die Stone (Whip Mix, Dortmund)

Suppen-Sockler® G (Picodent, Wipperfurth)

Isolit (Degudent, Dentsply, York, Pennsylvania)

Geo Dip (Renfert GmbH, Hilzingen)

Cerec® MCXL (Sirona, Wals, Salzburg)

Cerec® Optispray (Sirona, Wals; Salzburg)

Cerec® Cylinder Pointed Bur Standard 16mm Durchmesser (Sirona, Wals, Salzburg)

Cerec® Step Bur 12mm Durchmesser (Sirona, Wals, Salzburg)

Thermostar (Nabertherm, Lilienthal)

Turbine (K air plus, KAVO, Biberach an der Riss)

Vacumat 40 (Vita, Bad Säckingen)

Programat S1 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

Programat EP 5000 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

Ivomix (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

IPS Empress EP 500 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

LAVA CNC 500™ (3M Espe, St. Paul Minnesota)

LAVA Form™ (3M Espe, St. Paul Minnesota)

LAVA Furnace 200 (3M Espe, St. Paul Minnesota)

LAVA Multi L Zirconia (3M Espe, St. Paul Minnesota)

LAVA 60 mm Zirconia (3M Espe St. Paul Minnesota,)

LAVA Ceram Dentin (3M Espe St. Paul Minnesota,)

LAVA Ceram Enamel (3M Espe, St. Paul Minnesota)

Anhang

LAVA Ceram Glaze Pulver (3M Espe, St. Paul Minnesota)

LAVA Ceram Modelling Liquid (3M Espe St. Paul Minnesota,)

LAVA Ceram Frame Work Modifier (3M Espe, St. Paul Minnesota)

Zir CAD MO B 40 L (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

e.max CAD HAT A2 B40 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

e.max CAD crystal./ Connect 5 A3 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

Objekt Fix Flow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

e.max CAD crystal./ Glaze e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

e.max CAD Crystallization Tray (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

VITA PM 9 Einbettmasse (VITA, Bad Säckingen)

VITA PM 9 Pellet Kit (VITA, Bad Säckingen)

VITA Akzent Glaze (VITA, Bad Säckingen)

VITA Akzent Fluid (VITA, Bad Säckingen)

VITA Inceram YZ for InLab (VITA, Bad Säckingen)

Wieland Reflex Carving Liquid (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

Wieland Reflex Stain Liquid (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

Wieland Reflex Glaze (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

Wieland Reflex Paste Opaque (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

Wieland Reflex Dentine (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

Wieland Reflex Incisal (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

Remanium 2000 (Dentaurum, Ispringen)

VKS Modellierwachs (Yeti, Engen)

VITA InCeram®Distanzlack (VITA, Bad Säckingen)

GC Fuji Vest HE (GC, Leuven)

Globucast® Schleudergussmaschine (Krupp, Dortmund, Essen)

F 100 Super HWR Chemie (HWR Chemie GmbH®, Emmering)

Anhang

Hasenfratz Sandmaster FG3-92 (Hasenfratz, Assling)

Kausimulator Münchner Modell (Willitec, Gräfelfing)

Universalbruchmaschine (Zwick UMP 1445, Ulm)

8.4. Ergebnisse der mechanischen Bruchfestigkeitsversuche

Prüfkörper- nummer:	Metallkeramik	Monolithisches Zirkonoxid	Zirkonoxid Presskeramik	Zirkonoxid Schichtkeramik	Sinterverbund- technik
1	2180,00	759,46	1351,89	1288,21	1015,72
2	1763,84	1063,63	1286,12	964,43	1026,98
3	2766,32	1004,64	1845,00	1264,58	1455,72
4	2491,21	1243,37	1340,02	1343,41	1202,29
5	2682,84	1243,90	1560,36	1255,83	937,39
6	2996,27	1048,53	845,67	1086,25	894,86
7	816,39	1184,12	1973,96	764,57	1241,80
8	2738,69	1176,71	1676,45	458,92	953,72
9	2466,49	1340,47	1389,70	1220,86	1028,80
10	2621,77	1121,55	1374,08	1384,88	1429,90
11	2360,46	1094,91	571,01	1102,04	1102,62
12	2772,03	1394,51	1153,03	1224,12	1331,90
Mittelwert:	2388,03	1139,65	1363,94	1113,18	1135,14

Tabelle 9: Ergebnistabelle in Newton

9. Danksagung

Vor allem möchte ich mich bei meinen Eltern für die fortwährende mentale und materielle Unterstützung während meiner Ausbildung bedanken.

Meiner Frau Franziska gilt mein besonderer Dank für Ihre Geduld und Unterstützung in den letzten Jahren, auch bei dieser Arbeit.

Bei Prof. Dr. med. dent. Florian Beuer bedanke ich mich außerordentlich für seine tatkräftige Unterstützung bei dieser Studie und generell für die Ausbildung sowie die Zusammenarbeit während meiner Zeit als wissenschaftlicher Angestellter.

Dem ganzen zahntechnischen Labor der Prothetik der Ludwig Maximilian Universität München unter der Leitung von Josef Schweiger möchte ich herzlich danken. Mein besonderer Dank gilt dabei Florian Borst und Marlies Eichberger.

Herrn Dr. K. Erdelt gilt mein Dank für die Unterstützung an der Bruchmaschine und dem Kausimulator.

Danken möchte ich auch den Firmen Ivoclar Vivadent®, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH und Co. KG® und LAVA™ die durch die Bereitstellung der Materialien diese Studie überhaupt erst ermöglichten.

Eidesstattliche Versicherung

Hiermit erkläre ich, Jonas Bruns, an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Mechanische Festigkeit verschiedener Vollkeramiksysteme

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht habe und nach ihrer Herkunft und Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung einer akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 25.9.15

Jonas Bruns